

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

Màster:

AUTOMÀTICA I ROBÒTICA

Tesis de Màster

SUPERVISIÓ I DETECCIÓ D'ACTIVITATS D'UNA PERSONA MITJANÇANT SENSORS
INERCIALS VESTIBLES

Gaspar Valls Solé

Director: Dr. Cecilio Angulo Bahón

Curs Acadèmic 2008/09

Gener de 2009

Índex

CAPÍTOL 1.	RESUM	7
CAPÍTOL 2.	MOTIVACIÓ I OBJECTIUS	9
CAPÍTOL 3.	INTRODUCCIÓ	11
CAPÍTOL 4.	EVOLUCIÓ DE SENSORS I SISTEMES PER A LA SUPERVISIÓ DE LA SALUT.....	13
4.1.	MONITOR HOLTER	13
4.2.	ACCELERÒMETRES	14
4.3.	GIRÒSCOPS	16
4.4.	UNITATS DE MESURA INERCIALS	17
4.5.	MAGNETÒMETRES	18
4.6.	ELS SENSORS EN EL COS HUMÀ	18
4.7.	ARQUITECTURES DE SUPERVISIÓ DE LA SALUT	20
4.8.	CLASSIFICADORS D' ACTIVITATS I XARXES NEURONALS	21
4.9.	FUTURS SENSORS.....	23
4.9.1.	<i>Sensors implantats.....</i>	<i>23</i>
4.9.2.	<i>Teixits intel·ligents</i>	<i>24</i>
4.9.3.	<i>Objectes sensors.....</i>	<i>25</i>
CAPÍTOL 5.	SUPERVISIÓ MITJANÇANT UN SENSOR INERCIAL	27
5.1.	SENSOR XSSENS	27
5.1.1.	<i>Hardware</i>	<i>27</i>
5.1.2.	<i>Software.....</i>	<i>29</i>
5.1.3.	<i>MTSoftware i exemples del SDK.....</i>	<i>29</i>
CAPÍTOL 6.	METODOLOGIA PER A LA DETECCIÓ DE MOVIMENTS LATERALS INVOLUNTARIS	33
6.1.	INTRODUCCIÓ.....	33
6.2.	ALGORISME IMPLEMENTAT	33
6.2.1.	<i>Càlcul dels llindars</i>	<i>35</i>
6.2.2.	<i>Detecció dels moviments laterals involuntaris.....</i>	<i>36</i>
6.3.	DETALL DE LA METODOLOGIA UTILITZADA	37
CAPÍTOL 7.	RESULTATS	39
7.1.	DESCRIPCIÓ GENERAL	39
7.2.	DESCRIPCIÓ DELS RESULTATS DE LA METODOLOGIA	39
7.3.	EXPERIMENTACIÓ DELS MOVIMENTS LATERALS INVOLUNTARIS.....	43
7.3.1.	<i>Experimentació amb el sensor situat al pit</i>	<i>45</i>
7.3.2.	<i>Experimentació amb el sensor situat a la cintura.....</i>	<i>48</i>
7.3.3.	<i>Avaluació dels resultats</i>	<i>50</i>
7.4.	VALORS DELS LLINDARS EXPERIMENTALS.....	51

CAPÍTOL 8. TREBALL FUTUR.....	53
8.1. ASSAIG DE L'ALGORISME DE MOVIMENTS LATERALS INVOLUNTARIS	53
8.2. IMPLEMENTACIÓ DE L'ARQUITECTURA DE SUPERVISIÓ DE LA SALUT.....	54
8.3. XARXES NEURONALS.....	56
8.3.1. <i>Xarxa neuronal mitjançant subagents</i>	57
8.3.2. <i>L'algorisme d'aprenentatge</i>	59
8.4. PLANIFICACIÓ	59
CAPÍTOL 9. CONCLUSIONS	62
CAPÍTOL 10. REFERÈNCIES	64
ANNEX 1 – GLOSSARI.....	71
ANNEX 2 – PRINCIPALS FUNCIONS MT9.....	72
ANNEX 3 – PLANIFICACIÓ (VISTA AMPLIADA).....	73
ANNEX 4 – CODIS PROGRAMARI	74
A4.1 FREALTIMEATAEE.M	74
A4.2 CALDERA.M.....	90
A4.3 SIMDERA.M	93

Índex de Figures

Figura 1. Novacor Diasys Integra II [3]	13
Figura 2. Contecmed TLC9804 [4]	13
Figura 3. Esquema d'un acceleròmetre [5]	14
Figura 4. Acceleròmetre piezoelèctric [6]	15
Figura 5. Acceleròmetre capacitiu [7]	15
Figura 6. Esquema de l'estructura mecànica d'un giròscop piezoelèctric [9]	17
Figura 7. Diagrama funcional IMU [11]	17
Figura 8. Vitaport 3 (Temec Instruments) [20]	19
Figura 9. Arquitectura de supervisió de la salut [24]	21
Figura 10. Arbore de decisió per la classificació d'activitats [19]	22
Figura 11. Càpsula endoscòpica sense fils [41]	24
Figura 12. Samarretes intel·ligents [48], [49]	24
Figura 13. Sensor Xsens[53]	27
Figura 14. Format de dades en mode <i>Calibrated Data</i>	29
Figura 15. Esquema funcionament <i>MT_easy_script.m</i>	30
Figura 16. Esquema funcionament <i>MT_get_data.m</i>	31
Figura 17. Esquema funcionament <i>MT_DisplayRealTimeData.m</i>	32
Figura 18. Gràfic del càlcul de les derivades	34
Figura 19. Esquema funcionament del programa de càlcul dels l·lindars	35
Figura 20. Esquema funcionament programa de detecció de moviments laterals involuntaris	36
Figura 21. Sistema de referència utilitzat	39
Figura 22. Representació del jerk en temps real	40
Figura 23. Establiment dels l·lindars	41
Figura 24. Detecció del moviments laterals	42
Figura 25. Plataforma d'assaig de MLI	43
Figura 26. Detecció de MLI lliures (pit)	45
Figura 27. Detecció de MLI sobre plataforma (pit)	45
Figura 28. Moviments aixecar i seure d'una cadira (pit)	46
Figura 29. Moviments aixecar i seure d'un sofà (pit)	46
Figura 30. Detecció de MLI lliures (cintura)	48
Figura 31. Detecció de MLI sobre plataforma (cintura)	48
Figura 32. Moviments aixecar i seure d'una cadira (cintura)	49
Figura 33. Moviments aixecar i seure d'un sofà (cintura)	49
Figura 34. Establiment dels l·lindars	51
Figura 35. Arquitectura de supervisió de la salut	55
Figura 36. Esquema de l'identificador d'activitats i valorador de l'estat	58
Figura 37. Esquema funcional IHU	58
Figura 38. Planificació futura	59
Figura 39. Planificació futura (vista ampliada)	73

Índex de Taules

Taula 1. Característiques funcionament sensor MT9 d'Xsens.....	28
Taula 2. Característiques físiques sensor MT9 d'Xsens	28
Taula 3. Resultats experimentació amb el sensor situat al pit.....	47
Taula 4. Resultats experimentació amb el sensor situat a la cintura	50
Taula 5. Valors llindars jerk.....	51
Taula 6. Principals Funcions MT-9 [60]	72

Capítol 1. Resum

El marc de referència general del projecte de màster realitzat és el disseny i anàlisi d'una solució tecnològica completa per a la supervisió constant i de la salut i detecció d'anomalies de les persones. Dins d'aquest marc de referència global, el treball específic desenvolupat s'ha basat en validar el funcionament d'un sensor inercial per a la detecció i supervisió de certes disfuncions que es produeixen de manera habitual en l'activitat diària de moltes persones, principalment d'edat avançada, i que en qualsevol cas són molt freqüents en la majoria de pacients que requereixen d'un cert grau de supervisió.

Una vegada validat el funcionament del mòdul sensor, aquesta tecnologia ha de significar el primer pas per arribar a crear una arquitectura de supervisió de salut de les persones que permeti disposar d'una informació constant i ubiqua del pacient.

Per al desenvolupament de la investigació s'ha utilitzat un sensor inercial Xsens MT-9 que disposa d'acceleròmetres, giròscops i magnetòmetres de 3 dimensions amb sortides calibrades. A més, el sensor es subministra amb una sèrie de llibreries que ofereixen una posada en marxa simplificada de l'experimentació i anàlisi de senyals.

S'ha optat per realitzar l'anàlisi experimental sobre MATLAB, la qual ha de permetre realitzar la detecció i la supervisió d'una persona en temps real. Des del punt de vista de la supervisió, els algorismes implementats analitzen la marxa i l'equilibri de l'individu tot detectant, en un primer moment, els moviments laterals involuntaris i la despesa energètica. Els moviments laterals involuntaris denoten canvis en l'estat de salut, l'augment en el risc de caigudes o simplement són signe d'un deteriorament de la salut de la persona. El seguiment de la despesa energètica permet observar l'augment o reducció de l'activitat de la persona que vesteix el sensor. Aquesta supervisió ha de generar una història per tal que pugui ser analitzada per un centre mèdic i permeti, a partir d'ella, fer una futura diagnosi.

A més a més, des del punt de vista de la detecció, l'algorisme permet la detecció de caigudes i, per tant, podria ser utilitzat per generar una alarma a serveis d'urgència mèdica.

Una vegada validat aquest sistema, es disposa d'un punt de partida òptim per arribar a construir, de manera escalable, una arquitectura de supervisió de la salut. Per una banda es poden utilitzar més mòduls basats en els mateixos sistemes inercials que disposa el sensor comercial, però implementant una comunicació sense fils, però també es poden incorporar nous tipus de sensors, com ara d'electrocardiograma, de pressió arterial, etc. D'altra banda el fet de disposar de més sensors pot facilitar amb el desenvolupament dels algorismes corresponents, la detecció d'informació addicional, com ara, l'activitat motriu de la persona, que a més, permet que la diagnosi es faci depenent de la tasca que la persona realitza en cada moment.

Finalment s'ha de construir l'arquitectura ubiqua, és a dir, que sense intervenció del pacient, la informació captada i analitzada per l'arquitectura personal sigui transmesa en temps real al món exterior: centres d'urgències en cas de detecció d'una situació d'emergència o centres mèdics que recullin la informació històrica de l'individu.

Capítol 2. Motivació i objectius

Els serveis de salut s'enfronten constantment a reptes derivats de varis factors, com ara l'increment de la despesa sanitària i de la demanda d'hospitalització, els canvis socio-demogràfics, el progressiu envelliment de la població i, conseqüentment, l'aparició de noves malalties cròniques, etc. Tots aquests fenòmens fan que els propis serveis hospitalaris fomentin noves formes d'atenció especialitzada, més enllà de l'esquema tradicional d'hospitalització.

Entre les noves formes d'atenció destaca l'hospitalització domiciliària, considerada com un pas més cap a l'atenció integral del pacient en moltes patologies i en diferents moments d'una malaltia. En aquests casos, la supervisió de la salut mitjançant un sistema de teleassistència podria ser el perfecte complement a l'hospitalització domiciliària, perquè permetria la supervisió permanent del pacient.

La possibilitat d'una supervisió ubiqua pot ser la solució ideal per una gran quantitat de col·lectius i, fins i tot, per a tota la població si s'aconsegueix que l'equipament no impliqui incomoditat i si el seu cost resulta suficientment reduït. De tota manera cal destacar la necessitat existent per una sèrie de persones que requereixen d'un cert control de la salut (persones en fase de recuperació pre i post operatòria, persones amb un risc elevat de patir alguna malaltia, persones grans, malalts crònics, persones en situació de rehabilitació, esportistes, etc.).

Un sistema d'aquest tipus ofereix beneficis d'índole molt variada, per una banda, des del punt de vista de l'efectivitat, millora l'atenció als pacients (major tranquil·litat del pacient i dels familiars, satisfacció, humanització de l'assistència mèdica, disminució d'algunes complicacions, etc.). Des del punt de vista dels costos, comporta una més eficient utilització dels recursos, a l'evitar estances hospitalàries cares i llargues i també a l'estimular el fet de compartir responsabilitats entre els diferents professionals sanitaris.

A més, cal tenir en compte que la continua monitorització de l'estat d'una persona permet que li siguin detectades de manera prematura possibles malalties. Els serveis mèdics disposen així d'una informació detallada de les constants mesurades durant el seguiment ambulatori i realitzen anàlisis exhaustius a través del conjunt de dades recopilades (*data mining*).

Finalment, des del punt de vista de les rehabilitacions, pot ser de gran interès per a la rehabilitació de fractures, rehabilitació física després de cirurgies de maluc o genoll, la rehabilitació d'infarts de miocardi, la rehabilitació de traumatismes cerebrals, etc.

Actualment l'avaluació de l'eficàcia dels procediments de rehabilitació es limiten al temps que l'individu està en un centre hospitalari o de rehabilitació. Poc es coneix sobre la rehabilitació en situacions de la vida quotidiana. Aquesta situació es troba en un procés de canvi que ofereix enormes oportunitats degut a la miniaturització de

l'electrònica, a l'evolució de les tecnologies sense fils, a la disponibilitat de servidors permanentment connectats a Internet a un cost molt baix, etc.

La majoria dels algorismes en les investigacions actuals no s'executen en temps real, a més a més, es focalitzen en un aspecte concret d'utilització sense dissenyar una arquitectura completa de supervisió de la salut.

L'objectiu d'aquest projecte consisteix en validar aquesta tecnologia per a la supervisió d'alguns aspectes de gran importància i que sigui un primer pas en la construcció d'una arquitectura per a la supervisió constant de la salut de les persones, és a dir, en qualsevol lloc i amb independència de la tasca que s'estigui realitzant.

Capítol 3. Introducció

Entendre l'impacte de les intervencions clíniques a la vida real dels pacients, és a dir, una vegada se'ls dona d'alta als hospitals, ha estat sempre de gran importància per la medicina. Tot i aquest interès, fins fa uns anys l'única manera d'obtenir aquesta informació era mitjançant qüestionaris [1]. Per aquest motiu resulta molt interessant les facilitats que ofereix la tecnologia per informar als metges sobre l'estat del pacient en el seu dia a dia.

El primer dispositiu realment utilitzat per recollir informació de l'activitat del pacient va ser i és, el monitor Holter (1961) [2], anomenat així pel seu inventor el Dr. Norman J. Holter.

Un Holter és un dispositiu portàtil que registra l'activitat elèctrica del cor. Normalment s'utilitza durant 24 hores, temps suficient per a detectar arítmies cardíques ocasionals que serien complicades de detectar en períodes més curts. A més, es sol demanar al pacient que mentre du l'aparell, anoti l'activitat que realitza en cada moment, per tal de tenir-ho en compte quan es realitza l'anàlisi final en acabar la monitorització. La monitorització mitjançant Holter pot combinar-se també avui en dia amb mesures periòdiques de la pressió arterial.

Com s'ha comentat, un dels primer propòsits dels sistemes portàtils era que fossin utilitzats en situacions de rehabilitació, per tal d'avaluar la mobilitat i el grau d'independència de l'individu en la seva activitat diària. Per assolir aquest propòsit les investigacions es van focalitzar en l'ús d'acceleròmetres, per a avaluar la mobilitat d'allò que es vulgui estudiar (moviment de braços, cames, tronc, ...). A més, aquests sensors es poden combinar amb l'adquisició de dades provinents d'altres sensors, com ara els electromiogràfics, per a registrar i modelar l'activitat elèctrica del múscul en funció de la tasca motora que es realitzi, o els cardiorespiratoris, principalment per aquells pacients que pateixin de carències pulmonars cròniques.

Posteriorment es va afegir complexitat quan es van voler estudiar els disfuncionaments motrius i es va pensar en utilitzar sistemes mòbils per avaluar la millora després d'una intervenció. Són rellevants estudis amb pacients amb Parkinson i amb vessaments cerebrals. En aquest cas no es requeria únicament obtenir informació sobre si es produïa activitat física sinó estudiar patrons de moviment i, per tant, es van afegir giròscops, magnetòmetres o inclinòmetres.

Es pot observar que tot i l'important avenç que suposen aquests estudis, que permeten la detecció i avaluació de disfuncionaments que succeeixen poc sovint i de manera ambulatoria, implica certs inconvenients importants, com ara les anàlisis *offline* i la utilització de tecnologies pesades pel pacient degut als cables. A més, requereix que el pacient anoti certa informació complementària mentre se l'estudia.

L'interès i la necessitat d'utilitzar múltiples sensors, juntament amb el requeriment de que el pacient pugui realitzar el màxim possible una vida normal (no només per la seva comoditat sinó també per disposar d'un estudi més acurat), han fet augmentar l'interès en les arquitectures sense fils.

Aquests darrers anys, també s'han realitzat nombrosos estudis sobre la detecció de l'activitat que està realitzant l'individu a partir de la informació que ofereixen els acceleròmetres, principalment basant-se en els classificadors d'activitats. És a dir, suposant la realització de certes tasques, esbrinar quina d'elles s'està duent a terme. Per exemple, la persona està en repòs o realitzant una activitat? si està realitzant una activitat, camina, canvia de postura, cau, ...?

La possibilitat de disposar de múltiples sensors distribuïts pel cos, també ha fet pensar en assimilar-los en neurones d'una xarxa neuronal per millorar el reconeixement de l'activitat de l'individu.

Actualment existeixen investigacions basades en reduir la incomoditat de molts d'aquests sensors i una solució és la utilització de sensors implantats a la persona: existeixen ja alguns prototips per a la mesura de la pressió sanguínia, electrocardiograma, temperatura, etc. En la majoria dels casos no disposen de bateria i s'alimenten a través de l'acoblament magnètic amb el lector.

Des del punt de vista dels sensors implantats també resulta interessant els estudis que es realitzen sobre la implantació dels sensors en les pròtesis o en dispositius d'assistència a la mobilitat (bastons, cadires de rodes, etc.).

A continuació, en el Capítol 4, es descriu més en detall cadascuna d'aquestes tecnologies detallant els principals estudis d'investigació relacionats.

En el Capítol 5 s'introdueix el sensor comercial utilitzat en aquest projecte de màster, el MT9 d'Xsens, descrivint les seves principals característiques i es descriuen els principals programes que subministra el fabricant en el seu *Software Development Kit* (SDK).

Seguidament, en el Capítol 6 es descriu funcionalment dels programes desenvolupats i es relacionen amb la metodologia utilitzada per a la detecció dels moviments laterals involuntaris (MLI).

Posteriorment, en el Capítol 7 es presenten els resultats als quals s'ha arribat seguint la metodologia seguida i presentada en el capítol anterior.

En el Capítol 8 es descriu el treball futur per arribar a assolir una arquitectura de supervisió de la salut en el marc d'elaboració d'un treball d'investigació doctoral.

Finalment, en el Capítol 9 es presenta breument la descripció de les conclusions a les que s'ha arribat en l'elaboració del present treball de màster i fa un apunt al seguiment de la investigació en aquest camp.

Capítol 4. Evolució de sensors i sistemes per a la supervisió de la salut

4.1. Monitor Holter

Un electrocardiograma (EKG o ECG) és una mesura de l'activitat elèctrica del cor. Col·locant elèctrodes en llocs específics del cos (pit, braços i cames) es pot obtenir una representació gràfica o traçat de l'activitat elèctrica. Els canvis en el traçat normal d'un ECG poden indicar estats relacionats amb el cor, tot i que també poden reflectir altres estats no provinents del cor.

Una monitorització amb Holter és una gravació d'ECG que es realitza durant un període llarg, habitualment 24h. Normalment s'empeguen tres elèctrodes en el pit del pacient i es connecten a un gravador d'ECG portàtil mitjançant cables de derivacions. Durant aquest procediment, el pacient realitza la seva activitat quotidiana (excepte evidentment activitats com dutxar-se o altres activitats que puguin provocar suor i facin que els elèctrodes s'afluixin o caiguin).

Normalment la monitorització amb Holter es realitza quan es sospita que el pacient pateix d'arítmies que solen ser transitòries i que, per tant, no apareixen en el curt període de temps en el que es realitza un ECG en repòs o de promig de senyals.

A continuació es mostren dues imatges de monitors Holters comercials:



Figura 1. Novacor Diasys Integra II [3]



Figura 2. Contecmed TLC9804 [4]

El monitor de la Novacor Diasys Integra II realitza registres de 24 a 48 hores, disposa d'un mètode d'auscultació amb correlació amb l'ECG i mesura la pressió arterial, la freqüència cardíaca i la distensibilitat¹ arterial.

La informació capturada pel Holter, una vegada transcorregudes les 24h d'anàlisi, es bolquen manualment a l'ordinador del metge per tal d'avaluar-ne els resultats.

4.2. Acceleròmetres

Els acceleròmetres són dispositius que mesuren les forces d'acceleració a les quals està sotmès el sensor i qualsevol altre objecte que estigui acoblat a ell. Aquestes forces poden ser estàtiques, com la força constant de la gravetat o poden ser dinàmiques, causades pel moviment o per la vibració del sensor.

La mesura de l'acceleració es realitza segons la Segona Llei de Newton: la força que actua sobre un cos és directament proporcional al producte de la seva massa i la seva acceleració. A continuació es mostra un esquema general d'un acceleròmetre:

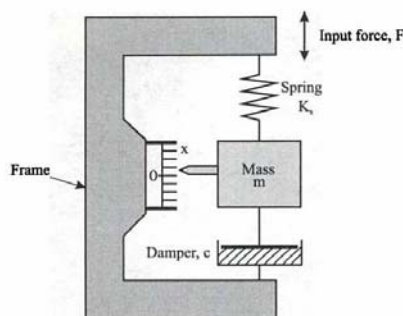


Figura 3. Esquema d'un acceleròmetre [5]

El bastidor està unit rígidament al sistema vibrant que en resposta a una Força aplicada té un desplaçament x . Degut a que sobre la massa actua una recuperació elàstica proporcional al desplaçament i un amortiment proporcional a la velocitat dx/dt , el moviment de la massa inercial està descrit per l'equació diferencial:

$$F = m (d^2x/dt^2) + c (dx/dt) + K_p x \quad (\text{Eq. 1})$$

La mesura de l'acceleració pot ser útil per múltiples aplicacions, per exemple: mesurant les components de l'acceleració estàtica deguda a la gravetat, es pot determinar l'angle d'inclinació del dispositiu (o de l'objecte acoblat a ell) respecte la terra. D'altra banda, analitzant l'acceleració dinàmica es pot deduir la manera amb que es mou un dispositiu.

¹ Distensibilitat: allargament o estirament d'un teixit, artèria en aquest cas, per tracció excessivament intensa o brusca.

Els acceleròmetres s'utilitzen àmpliament en aplicacions comercials, com ara, en l'activació dels airbags dels automòbils, en tests de vibració, etc.

Existeixen maneres molt variades de construir un acceleròmetre: acceleròmetres piezoelèctrics, piezoresistius, capacitius, tèrmics, làser, etc. Els piezoelèctrics, per exemple, contenen estructures de cristall microscòpiques acoblades a una massa inercial subjecte a les forces d'acceleració. En el moment en el que el cos de l'acceleròmetre està subjecte a una vibració de la massa muntada sobre el cristall, aquest vol romandre a lloc a causa de la inèrcia i, per tant, comprimeix i estressa el cristall piezoelèctric. Aquesta força, proporcional a l'acceleració, degut a la llei de Newton ($F=m \cdot a$), causa una càrrega que a la vegada genera un voltatge. A continuació es mostra una figura esquemàtica:

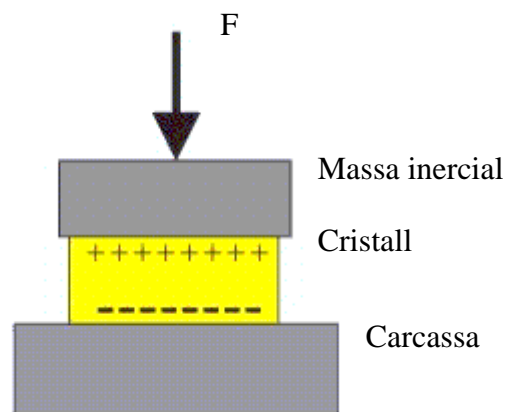


Figura 4. Acceleròmetre piezoelèctric [6]

Els acceleròmetres capacitius es basen en dues microestructures properes una de l'altra que tenen una certa capacítància entre elles. La força d'acceleració mou una de les estructures fent variar la capacítància. Addicionalment s'incorpora la circuiteria necessària per convertir la capacítància en voltatge.

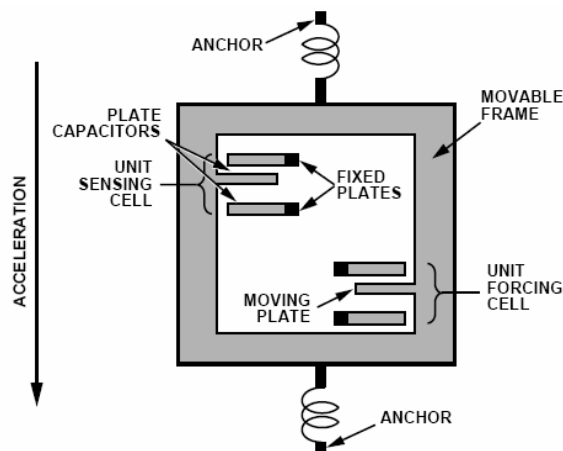


Figura 5. Acceleròmetre capacitiu [7]

Existeixen acceleròmetres analògics o digitals, els primers ofereixen un voltatge continu proporcional a l'acceleració, per exemple, 2.5V per 0g, 2.6V per 0.5g, 2.7V per 1g. Els acceleròmetres digitals normalment utilitzen PWM (*Pulse Width Modulation*) a la sortida i, per tant, ofereixen una ona quadrada d'una determinada freqüència, i la quantitat de temps que l'ona està en el seu valor "1" respecte el període serà proporcional a la quantitat d'acceleració.

4.3. Giròscops

Els giròscops són instruments usats per a la mesura de la velocitat angular, que a la vegada és una mesura indirecta de la posició angular (orientació).

Existeixen diferents tipus de giròscops, principalment els mecànics, els làser i els piezoelèctrics. Es descriurà breument el principi de funcionament dels piezoelèctrics per tractar-se dels més estesos. [8]

Els giròscops piezoelèctrics es basen l'efecte de Coriolis, que consisteix en una força fictícia que un observador veu actuar sobre un cos, quan aquest es troba en un sistema en rotació a velocitat angular constant i que a més està en moviment, és a dir, quan varia la seva distància respecte l'eix de gir.

El valor de la Força de Coriolis és:

$$\vec{F}_c = -2m(\vec{\omega} \times \vec{v}) \quad (\text{Eq. 2})$$

on:

m : massa del cos

$\vec{\omega}$: velocitat del cos en el sistema en rotació

\vec{v} : velocitat angular del sistema en rotació vista des d'un sistema inercial.

\times : producte vectorial

La figura següent mostra l'esquema de funcionament d'un giròscop piezoelèctric:

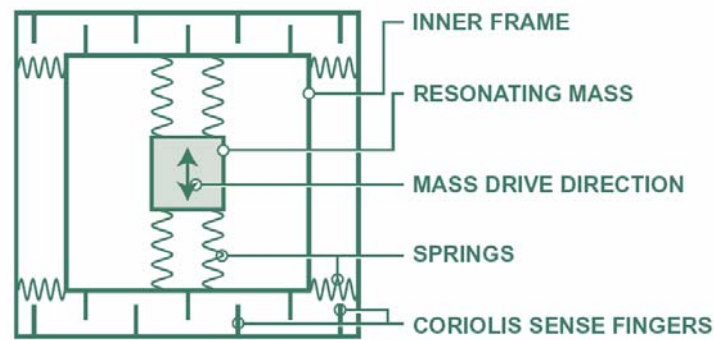


Figura 6. Esquema de l'estructura mecànica d'un giròscop piezoelèctric [9]

El que es mesura és el desplaçament de la massa ressonant i la seva carcassa produït per l'efecte de Coriolis. El desplaçament degut a la velocitat angular produeix una variació proporcional a la capacitància del sistema.

Els giròscops presenten l'avantatge respecte els magnetòmetres de ser immunes als camps electromagnètics i ferromagnètics.

4.4. Unitats de mesura inercials

Els acceleròmetres d'alta precisió s'integren amb giròscops en un únic xip que s'anomena unitat de mesura inercial (IMU, *Inertial Measurement Unit*). Aquests dispositius s'utilitzen normalment en aplicacions de navegació (avions, helicòpters, coets, etc.) en la que el desplaçament es calcula conjuntament a partir del senyal de l'acceleròmetre i del giròscop i, la direcció del desplaçament, es calcula utilitzant el giròscop [10]. Les IMU normalment complementen el posicionament global ofert pels satèl·lits.

A continuació es mostra l'esquema de blocs d'un integrat comercial que inclou un acceleròmetre i un giròscop, ambdós triaxials:

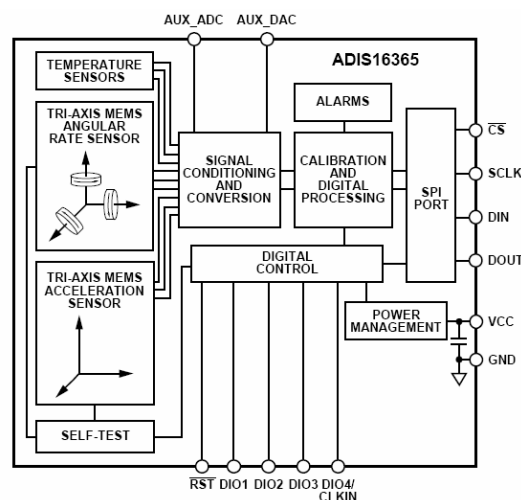


Figura 7. Diagrama funcional IMU [11]

4.5. Magnetòmetres

Els magnetòmetres són sensors de mesura del camp magnètic, és a dir, s'utilitzen per mesurar el camp magnètic de la Terra i així esbrinar l'orientació d'un objecte. Com en el cas dels giròscops i els acceleròmetres existeixen múltiples maneres de realitzar aquesta mesura, principalment depenent del principi físic en el que es basen. De fet, la propietat que tenen certs materials imantats de situar-se paral·lels al camp magnètic terrestre, ha estat utilitzada des d'èpoques remotes per a la creació de les brúixoles.

Altres magnetòmetres es basen en l'efecte Hall o en les propietats magneto-resistives i magneto-elàstiques d'alguns materials. Els sensors d'efecte Hall, en presència d'un camp magnètic extern, subministren una tensió contínua a través d'una regió de semiconductor. Aquesta tensió és proporcional a la component del camp magnètic que és perpendicular a la direcció del flux.

El magnetòmetre s'utilitza, com s'ha dit, per disposar de mesures addicionals sobre l'orientació d'un objecte. De tota manera l'error de mesura que també tenen els giròscops en la mesura de les rotacions al voltant de l'eix vertical no poden reduir-se substancialment amb els magnetòmetres [12]. A més, cal dir que aquests sensors tenen l'inconvenient de veure's afectats per les pertorbacions magnètiques, és a dir, davant la proximitat de metalls ferromagnètics o d'equips electrònics.

4.6. Els sensors en el cos humà

L'orientació d'un objecte o persona pot realitzar-se combinant els senyals de giròscops i acceleròmetres. La manera de fusionar aquests senyals normalment es realitza mitjançant un filtre de Kalman [13] i [14]. El filtre dissenyat a [14] combina els senyals de l'acceleròmetre i el magnetòmetre per mesurar les components de baixa freqüència de l'orientació i utilitza el senyal del giròscop quan es produeixen canvis ràpids en l'orientació. Aquest mètode sembla ser robust, tot i que no té en compte errors com els que pot donar el magnetòmetre en la proximitat de materials ferromagnètics. A [15] i [16] es dissenyen filtres que redueixen aquest efecte.

El sistema, a més d'avaluar a través dels sensors corresponents determinades constants de l'individu, ha d'avaluar l'activitat física que s'està duent a terme. Diverses investigacions han determinat que els acceleròmetres constitueixen el sensor idoni per a l'avaluació de l'activitat a la vida quotidiana de les persones, fins i tot es presenta com el sensor més prometedori davant d'altres sensors tradicionals com els podòmetres o els actòmetres [17].

El criteri general per escollir l'emplaçament de l'acceleròmetre és situar-lo en el lloc que es vol analitzar, és a dir, en el cas de voler analitzar el moviment d'una cama al caminar l'acceleròmetre es situa a la cuixa o al turmell, per analitzar la tos es situa en el pit, etc. A d'altres investigacions s'han repartit sensors per tot el cos o s'ha situat un únic sensor en el centre de masses de l'individu [18].

Donada la importància de la detecció de caigudes, a [19] s'utilitza un acceleròmetre triaxial a la cintura, que a més permet saber si la persona, posteriorment a una caiguda, ha estat capaç d'aixecar-se o de realitzar algun moviment i l'orientació en la que ha acabat el subjecte: boca amunt, boca avall o de costat. El motiu es deu a que la postura i les activitats que realitza l'individu després d'haver patit una caiguda dona informació sobre la severitat de la caiguda i sobre l'estat de l'individu.

Pel que fa l'avaluació de l'activitat física, l'article de referència és [17] i es basa en la relació entra la sortida de l'acceleròmetre i la despesa energètica (*Energy Expenditure*, EE). En concret, les millors relacions (95%) s'han determinat mitjançant la suma dels valors absoluts de les tres forces ortogonals dels acceleròmetres triaxials. És a dir:

$$IMA_{tot} = \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_1| \cdot dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_2| \cdot dt + \int_{t=t_0}^{t_0+T} |a_3| \cdot dt^2 \quad (\text{Eq. 3})$$

De totes maneres cal dir que els diversos estudis realitzats revelen que la sortida de l'acceleròmetre infravalora sistemàticament la despesa energètica en situacions de d'elevada despesa, és a dir, per exemple al realitzar un exercici aeròbic intens.

A continuació es mostra la imatge d'un equipament comercial que permet l'enregistrament de les dades subministrades per varis sensors de dos eixos que poden connectar-se a l'aparell:

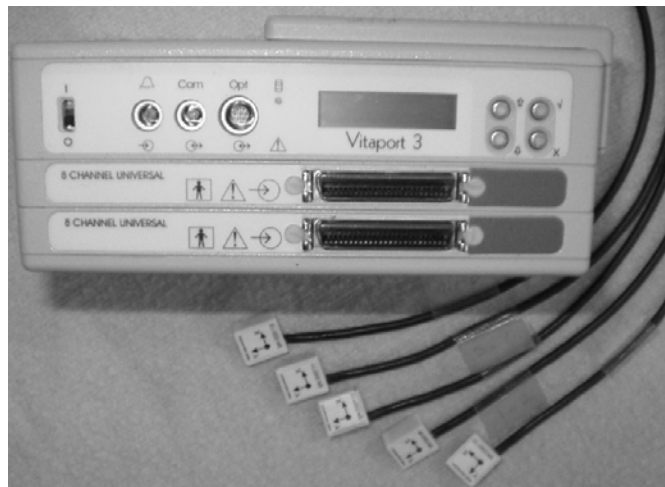


Figura 8. Vitaport 3 (Temec Instruments) [20]

Un altre dispositiu comercial que utilitza un acceleròmetre i un ECG i que, amb un bolcatge de la informació en un PC, permet analitzar l'activitat de l'individu i la despesa energètica, és el IDEEA (MiniSun) [21].

² IMA: Summation of the time **Integrals** of the **Moduli** of **Accelerometer** output from the separate measurement directions.

La facilitat de poder distribuir sensors per tot el cos humà, permetent no només analitzar moviments de parts del cos sinó de tot l'individu, ha fet que es creessin autèntiques arquitectures, inicialment amb fils i finalment sense.

4.7. Arquitectures de supervisió de la salut

La solució més idònia des del punt de vista de la menor repercussió per a la vida quotidiana de l'individu és que els sensors col·locats en el cos humà siguin elements sense fils. D'aquesta manera la persona a qui se li supervisa la salut no pateix la incomoditat de disposar de cables per tot el cos i, a la vegada, és menys conscient de ser avaluat.

Des del punt de vista de les comunicacions, les solucions PAN (Personal Area Network) més esteses són Bluetooth i Zigbee. Bluetooth tenia l'inconvenient del consum però ha acabat imposant-se, principalment degut al seu ús en l'electrònica de gran consum: telèfons mòbils, perifèrics de PC, etc.

De tota manera Zigbee té certs avantatges que han fet que s'imposi en certes aplicacions, principalment domòtiques. Entre elles destaca el consum, que és molt més reduït que el del Bluetooth i que és una característica crítica en les aplicacions de supervisió de la salut.

Zigbee opera a les bandes no regulades de 2.4 Ghz, 915 MHz i 868 MHz, realitza la transmissió a 20k bits/s per canal i el seu rang de transmissió està entre els 10 i 75 metres.

El mateix concepte d'aplicació de supervisió de la salut consisteix en que l'individu pugui realitzar la seva vida quotidiana i ser avaluat en tot moment. Per això, una excel·lent solució consisteix en que l'element concentrador de la informació i a la vegada servidor de comunicacions, sigui un element fàcilment transportable i que permeti realitzar aquesta avaluació en tot moment, és a dir, també a l'exterior d'edificis i vivendes.

En nombrosos articles, com [22] i [23] i especialment a [24], es realitza una bona descripció d'arquitectures sense fils per a la supervisió de la salut, on bàsicament el pacient disposa d'una sèrie de dispositius que es distribueixen pel cos i que es comuniquen entre ells mitjançant un protocol sense fils de comunicació. Aquesta informació es centralitza mitjançant una PDA que disposa de comunicacions de major abast i que permet fer arribar el diagnòstic als serveis mèdics que correspongui.

A continuació es mostra una arquitectura general en la que es pot observar que la PDA, a més de ser el dispositiu que concentra la informació dels elements sensors, permet la comunicació directament via GPRS en el cas de trobar-se a l'exterior de la vivenda o, si la PDA detecta un servidor de comunicacions connectat a Internet, realitzar les comunicacions a través d'ell, a un cost menor.

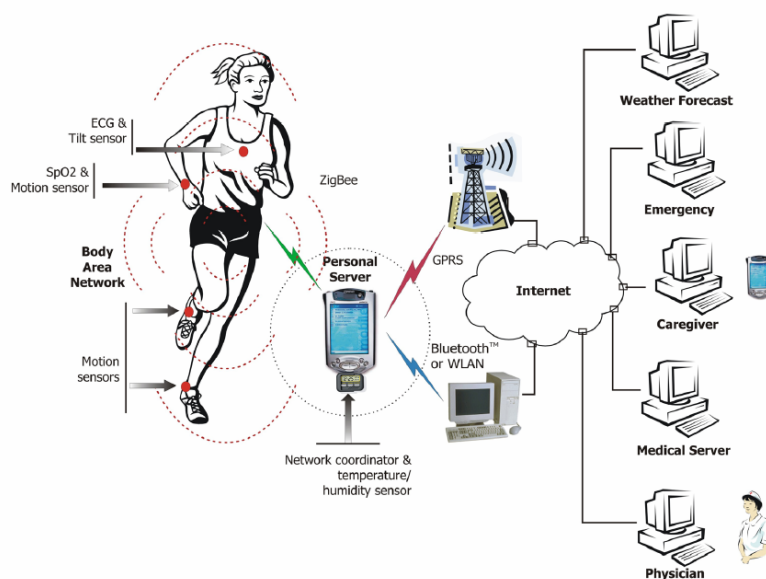


Figura 9. Arquitectura de supervisió de la salut [24]

Com es pot observar, aquestes arquitectures es basen en tecnologies existents i en molts casos en tecnologies força esteses, per tant, diversos centres d'investigació disposen de prototips més o menys avançats, com ara, [25] i [26].

A [27] disposen d'una arquitectura interessant perquè han desenvolupat una gran quantitat de sensors (GPS, oximetria del pols, pressió sanguínia, temperatura i ECG) que formen una arquitectura de comunicacions en malla. Tot i que el sistema de comunicacions està pensat per situacions de desastres a gran escala en el que les comunicacions normalment fallen i, per tant, posen molt èmfasi en la seva redundància i escalabilitat, resulta interessant la sofisticació de la xarxa PAN implementada. Un dels sensors de la xarxa actua com a hub de comunicacions i agrega les dades dels altres sensors; si el sensor que fa de hub en un moment donat cau, la xarxa es reconfigura per tal que un altre sensor actuï com a nou hub. També és interessant el fet que la velocitat de transmissió de la informació per part dels sensors augmenta si la salut del pacient es deteriora.

4.8. Classificadors d'activitats i xarxes neuronals

La classificació d'activitats consisteix en esbrinar l'activitat que està realitzant un individu basant-se en un conjunt d'activitats possibles. Els investigadors han utilitzat diferents tècniques per a la classificació d'activitats, des d'arbres de decisió a tècniques d'intel·ligència artificial basades en lògica fuzzy o xarxes neuronals.

Molts dels estudis basats en arbres de decisió com [19] tenen una molt bona precisió, al voltant del 90%, utilitzant un únic sensor triaxial i analitzant moviments en un entorn domèstic. A més a més, a [28] tenen en compte la despesa energètica en l'arbre de decisió i, si l'algorisme conclou que la persona està ajaguda, determina la seva posició.

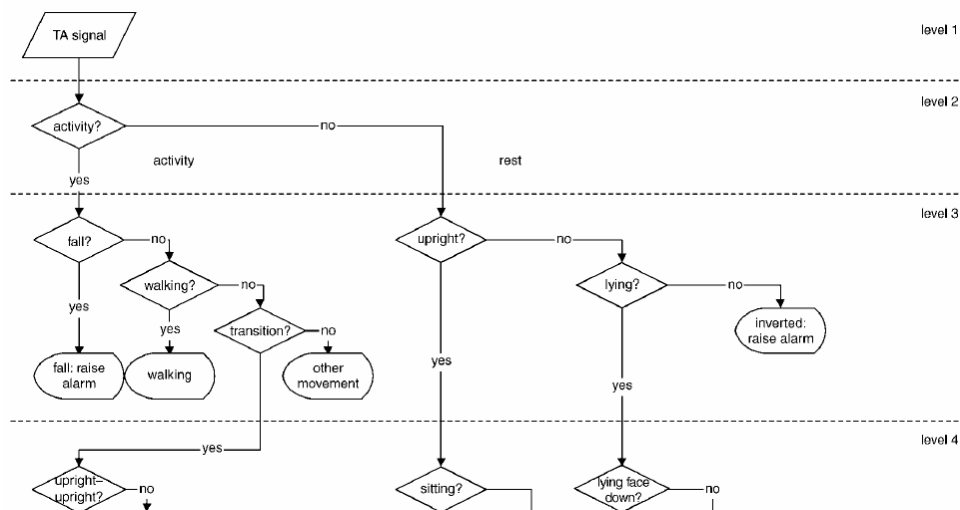


Figura 10. Arbre de decisió per la classificació d'activitats [19]

A [29] a partir de les mesures de l'acceleració i de la velocitat angular i utilitzant lògica Fuzzy determinen la localització de l'individu, detecten les transicions entre localitzacions preseleccionades i es reconeixen i classifiquen les activitats de seure, estar de peu i caminar.

A [30] dissenyen el que anomenen un assistent per a la telerehabilitació intel·ligent (ITA) que, per una banda, suporta teleconferència i comunicació sense fils a través d'una interfície amb l'usuari personalitzable i, per l'altra banda, implementa una computació basada en lògica fuzzy que suggereix al professional la manera d'assistir i tractar remotament al pacient.

Per a la identificació de diferents activitats aeròbiques usant una xarxa neuronal a [31] utilitzen varis acceleròmetres de dues coordenades³ (*dual-axis ACC*) en els avantbraços i cames. La xarxa, prèviament a la identificació, és entrenada amb els mateixos exercicis a identificar i obtenen uns percentatges de correcta classificació del 90%.

A [32] utilitzen una xarxa neuronal artificial (*Artificial Neural Network*, ANN) que els hi permet tant comparar el senyal d'un acceleròmetre i el d'un ECG per a la detecció de l'activitat com combinar la informació de tots dos sensors. De tota manera el processament de la informació no es realitza en temps real. A [33] també combinen els senyals d'un acceleròmetre i d'un ECG però fan servir una ANN per a la classificació inicial de l'activitat i posteriorment utilitzen un arbre de decisió per validar la classificació inicial.

A [34] i [35] s'introdueix el concepte d'*Intelligent Hardware Unit* (IHU), sent la seva principal particularitat que cadascun dels elements és intel·ligent i no es limita a realitzar una pura transmissió de la mesura, sinó que s'encarrega de realitzar una primera anàlisi, i és aquesta la informació que es transmet. A més, aquests elements

³ Utilitzant un Vitaport 3 (veure Figura 8. Vitaport 3 (Temec Instruments) [20])

són genèrics, és a dir, poden desplegar-se pel cos d'una persona en diferents punts i crear una xarxa intel·ligent.

Precisament el fet que siguin elements genèrics i que puguin ser distribuïts pel cos permet que puguin assimilar-se a neurones d'una xarxa neuronal. Per tant, a aquesta xarxa es poden aplicar els conceptes de xarxes neuronals per tal de, per exemple, detectar l'activitat que realitza l'individu en cada moment i, d'aquesta manera fer variar l'anàlisi de les mesures d'altres sensors mèdics. Per exemple, que una persona augmenti de pulsacions serà normal si comença a fer exercici, però hauria de generar una alarma si la persona està ajaguda al sofà.

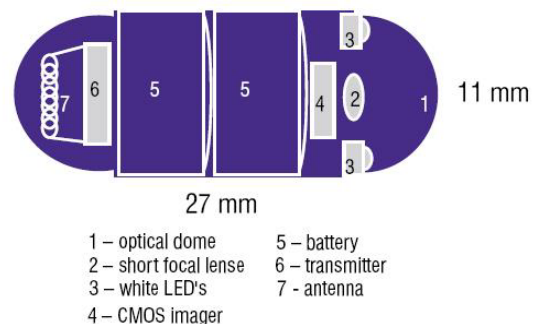
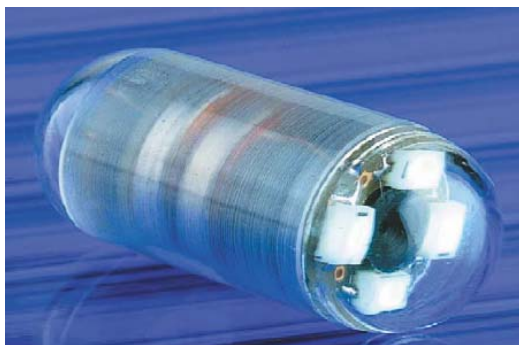
4.9. Futurs sensors

4.9.1. Sensors implantats

Es sensors implantats poden solucionar molts problemes en la monitorització de pacients. El disseny ha de tenir en compte diferents consideracions com la mida, el consum del propi sensor i de les comunicacions sense fils, ja que la freqüència de la comunicació determinarà la mida de l'antena i, per tant, la mida del conjunt del sistema sensor [36]. En el cas de sensors que han de romandre en el cos, s'implanten sensors passius. L'energia en els sensors passius es transmet mitjançant un acoblament magnètic entre la bobina de l'aparell lector i la bobina del sensor implantant. Les dades es transfereixen modulant el camp magnètic. Aquesta tecnologia està molt estesa en productes comercials, com ara, els xips d'identificació d'animals (RFID) o en les targetes intel·ligents sense contacte.

Existeixen moltes investigacions pel que fa els sensors implantats amb àrees d'aplicació variades, com ara, folgances en pròtesis de maluc, temperatura, mesures d'ECG, etc. ([37] i [38]), gravació de senyals nervioses i musculars d'animals durant la seva activitat quotidiana [39] transmissió d'imatges de vídeo ([40],[41], [42],[43]), pressió [44], etc.

A mode de curiositat a continuació es mostra una imatge de la càpsula endoscòpica gastrointestinal, un diagrama esquemàtic i una imatge transmesa pel sensor:



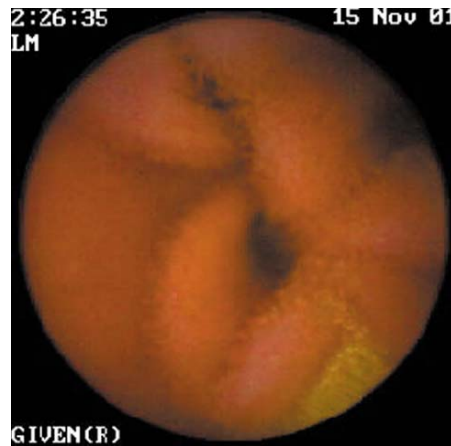


Figura 11. Càpsula endoscòpica sense fils [41]

a. Imatge del sensor b. Esquema c. Fotografia capturada pel sensor

4.9.2. Teixits intel·ligents

Si es vol realitzar una mínima referència al que seran els sensors del futur també cal destacar la importància del que s'anomenen els teixits intel·ligents. Molts dels estudis amb teixits intel·ligents es basen en l'augment del confort de la persona que el porta, l'exemple més clar, escalfar, però també són importants els avenços realitzats en l'aplicació a l'exèrcit i de retruc en la monitorització mèdica.

La majoria d'estudis d'aplicació dels teixits en la monitorització mèdica es basen en la detecció de postures, a través mesura dels canvis de resistència en les fibres conductores degudes al moviment del cos ([45], [46], [47]).

Molts estudis per l'aplicació en l'exèrcit i en medicina es basen en integrar en una peça de vestir la monitorització del ritme cardíac, l'ECG, la respiració, la temperatura i una sèrie de constants vitals.

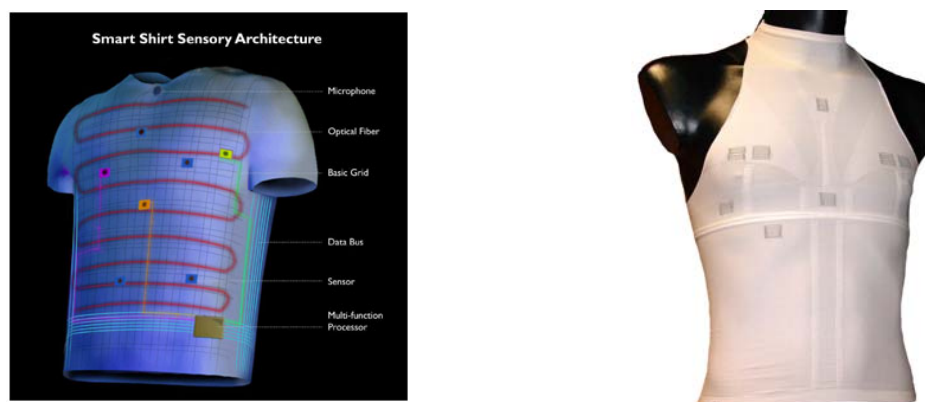


Figura 12. Samarretes intel·ligents [48], [49]

a. Sensatex b. Phillips

A més a més de la utilització a robes de vestir, també s'estudia utilitzar-les a llençols o coixins per mesurar la freqüència cardíaca mentre d'individu dorm [50].

4.9.3. Objectes sensors

També hi ha investigacions sobre la utilització d'objectes que formen part de la vida quotidiana de les persones per fer de sensor de la salut. En aquest sentit és interessant per exemple la utilització d'una cadira per transmetre les dades de l'ECG [51]. D'aquesta manera s'evita la molèstia que pot suposar a l'individu portar els elèctrodes en contacte directe amb la pell. També existeixen variants d'aquest sistema aplicats a cadires de rodes o a vàters.

També hi ha altres investigacions, com [52], que utilitza el bastó per detectar caigudes i generar una alarma als serveis mèdics en cas que el bastó no es replegui després d'un cert temps.

Capítol 5. Supervisió mitjançant un sensor inercial

5.1. Sensor Xsens

5.1.1. Hardware

Per a la realització del present treball s'ha utilitzat un sensor inercial comercial, l'Xsens MT9, que disposa d'un acceleròmetre triaxial (ADXL202E), un giròscop triaxial (Murata ENC03J), un magnetòmetre triaxial (Philips KMZ51 i KMZ52) i un sensor de la temperatura ambient.

L'Xsens integra un DSP que executa un programa propietari que s'encarrega de fusionar les sortides dels sensors i que dona en temps reals, o bé les sortides dels giròscops, acceleròmetres i magnetòmetres calibrades o bé l'orientació en l'espai tridimensional (en format *quaternions*, angles d'Euler o matriu de rotació).

Cal dir que per la comunicació amb l'ordinador, l'Xsens, com es pot observar a la següent figura, disposa d'un cable USB (de 5 metres).



Figura 13. Sensor Xsens[53]

a) MTX Development Kit b) Sistema de coordenades

Les lectures calibrades dels sensor (acceleracions, velocitat angular i camp magnètic de la terra) estan definides en el sistema de coordenades Cartesià segons la Figura 13b.

A continuació es mostren les principals característiques de funcionament del sensor:

Taula 1. Característiques funcionament sensor MT9 d'Xsens	
Rang dinàmic	Tots els angles en 3D
Resolució angular	0.05° RMS ⁴
Precisió estàtic (<i>roll/pitch</i>)	<0.5°
Precisió estàtica (<i>yaw</i>)	<1.0°
Precisió dinàmica	2° RMS
Freqüència de mostreig	100 Hz
Velocitat de transmissió	115200 bps

I a continuació es mostren les principals característiques físiques del sensor:

Taula 2. Característiques físiques sensor MT9 d'Xsens	
Voltatge de funcionament	4.5-15 V
Potència	360 mW
Temperatura de funcionament	0°C - 55°C
Dimensions	38 x 53 x 21 mm
Pes	30g

⁴ RMS: Root Mean Square (mitjana quadràtica).

5.1.2. Software

Un avantatge del *Development Kit* és que disposa d'una API compatible amb Windows XP i Windows Mobile 5 i codis d'exemple per la utilització en C/C++, MATLAB, LabVIEW i VisualBasic (Excel). A més, també donen una classe C++ per si es vol implementar una comunicació a baix nivell.

Si es vol implementar una aplicació software aconsellen utilitzar aquesta API (MTObj.DLL) que ofereix una sèrie de funcions que permeten obtenir dades del sensor i canviar-ne la configuració (veure Annex 2 – Principals funcions MT9 per més detall sobre les principals funcions que implementa la llibreria).

Com s'ha comentat anteriorment, l'Xsens permet realitzar la lectura de les dades en diferents formats d'orientació o bé llegir directament les dades calibrades dels diferents sensors que incorpora. A continuació es mostra la figura del format de dades en mode *Calibrated Data*, que és el format utilitzat en els algorismes implementats en aquest treball:

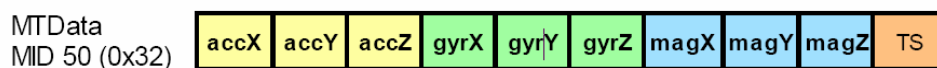


Figura 14. Format de dades en mode *Calibrated Data*

5.1.3. MTSoftware i exemples del SDK

Resulta molt útil en un primer moment, per saber si el sensor està correctament instal·lat i operatiu, utilitzar el software subministrat pel fabricant, l'MTSoftware. Aquest software permet, de manera senzilla, llegir dades del sensor en els diferents formats que ofereix (creant diferents fitxers de text amb els valors de la lectura), visualitzar l'orientació del sensor, calibrar-lo, resetejar-lo als valors de fàbrica, etc.

Com s'ha comentat en l'apartat anterior, el fabricant en l'SDK dona una sèrie d'exemples d'utilització de la llibreria de comunicació amb el sensor. Seguidament es representen els diagrames de funcionament dels programes que subministra el fabricant en Matlab, doncs s'ha partit d'aquests exemples per a elaborar els programes de supervisió i detecció d'activitats.

En els diagrames de flux s'han afegit les funcions més importants que s'utilitzen en cada moment (creació de l'objecte, parametrització, inicialització, finalització, etc.), però s'ha de tenir en compte que els programes inclouen funcions addicionals.

El programa que es mostra a continuació és el més senzill que es subministra i, de fet, únicament serveix per mostrar la captura d'una única dada del sensor:

MT_easy_script.m

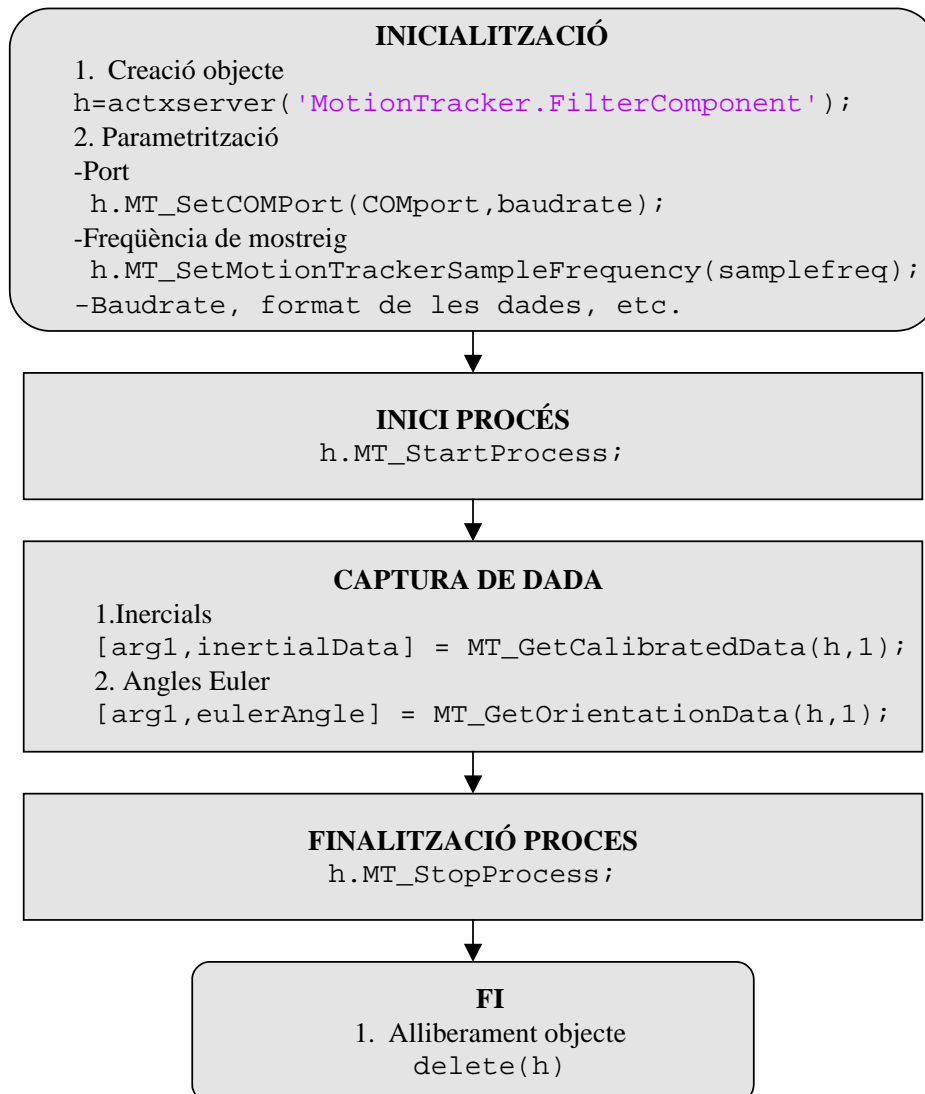


Figura 15. Esquema funcionament *MT_easy_script.m*

El sensor disposa d'un *buffer* intern que permet guardar fins a 256 mostrejos. Això permet realitzar càlculs que requereixin força temps d'execució tenint la seguretat de que les dades recollides pel sensor no es perdran (és a dir, es disposa de 2,56 segons per realitzar un *polling* al sensor si es treballa a 100 Hz). El programa següent, mostra com llegir tot el contingut emmagatzemat en el *buffer* intern:

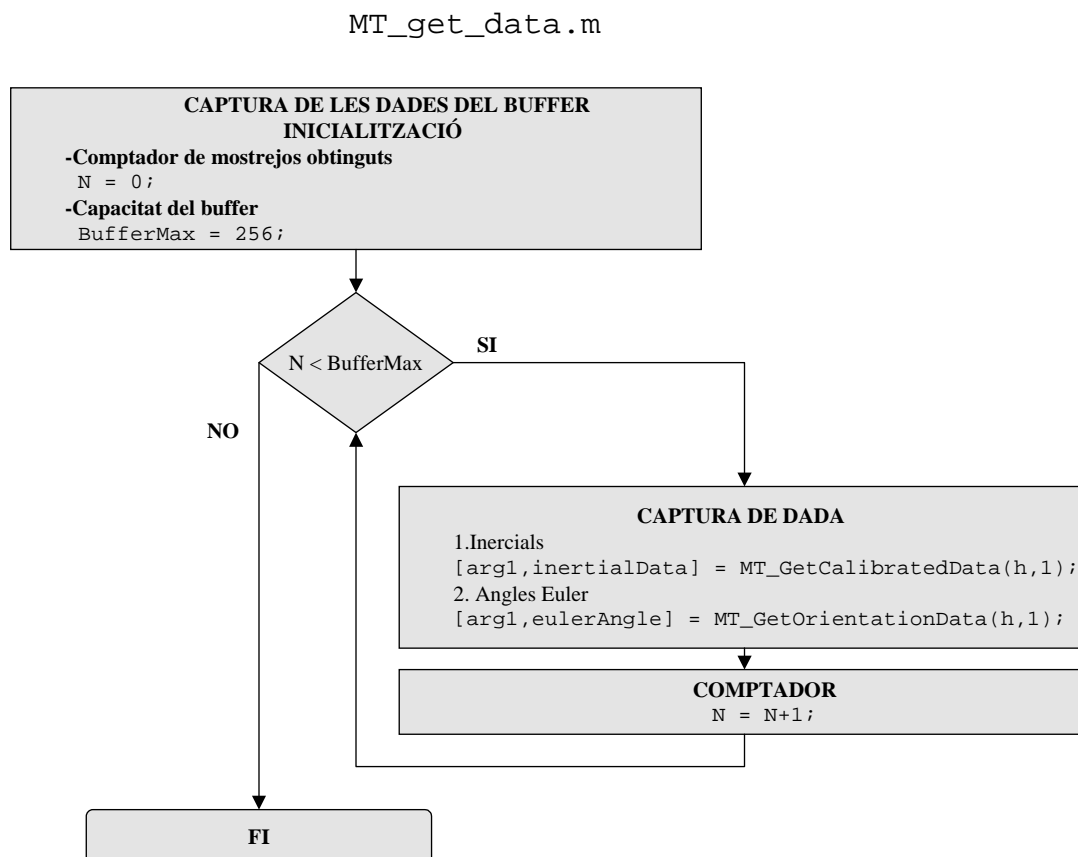


Figura 16. Esquema funcionament *MT_get_data.m*

Finalment es descriu el funcionament del programa més complet que es subministra. Aquest programa permet representar gràficament en temps real les dades que recull el sensor (i que transforma internament mitjançant el seu DSP) en format dades calibrades, angles d'Euler, Quaternions o matriu de rotació.

MT_DisplayRealtimeData.m

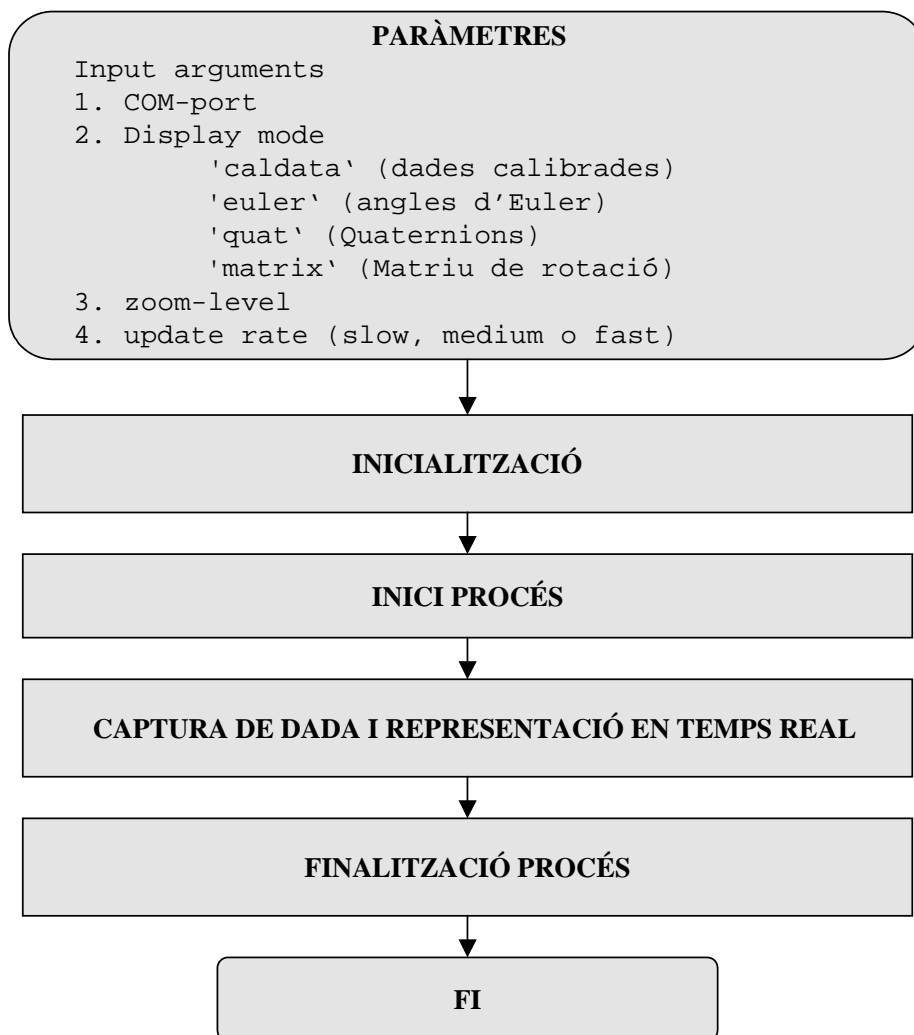


Figura 17. Esquema funcionament *MT_DisplayRealTimeData.m*

Capítol 6. Metodologia per a la detecció de moviments laterals involuntaris

6.1. Introducció

En aquest capítol es detalla la metodologia seguida pel desenvolupament del treball realitzat, amb la finalitat d'investigar sobre la viabilitat d'utilitzar un sensor d'aquestes característiques per a la detecció de moviments laterals involuntaris i de disposar d'un sistema que permeti la detecció de caigudes i l'estimació del treball energètic. Aquest sistema ha de ser un primer pas per a la creació d'una arquitectura de supervisió de la salut de les persones, incorporant sensors addicionals i creant un sistema que, de manera desatesa, reculli les dades capturades pels sensors per tal de realitzar anàlisis detallats remotament, és a dir, en els centres mèdics.

L'experiment ha de permetre amb un únic sensor inercial situat en una persona detectar moviments laterals involuntaris (MLI), és a dir, empentes, entrebancs o, especialment, inseguretats que poden patir persones en període de rehabilitació o les persones grans quan caminen.

L'interès en la detecció de MLI ve deguda a que són un signe prematur en la detecció d'un possible deteriorament en la salut de les persones.

6.2. Algorisme implementat

L'algorisme implementat s'ha basat en el càlcul de les variacions que es produeixen en les acceleracions en els tres eixos i en que aquestes variacions no superin un determinat llindar.

Per al càlcul de les variacions es realitza el càlcul en temps real de les derivades de les acceleracions en x , y i z .

Pel que fa les derivades, recordar la seva definició. Donada una funció $y = f(x)$, si x té un increment Δx , y tindrà un increment Δy . El límit del quocient dels increments $\Delta y / \Delta x$ quan Δx tendeix a zero serà la derivada de y respecte a x en el punt (x, y) . Això es pot representar de la següent manera:

$$f'(x) = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{dy}{dx} \quad (\text{Eq. 4})$$

i gràficament:

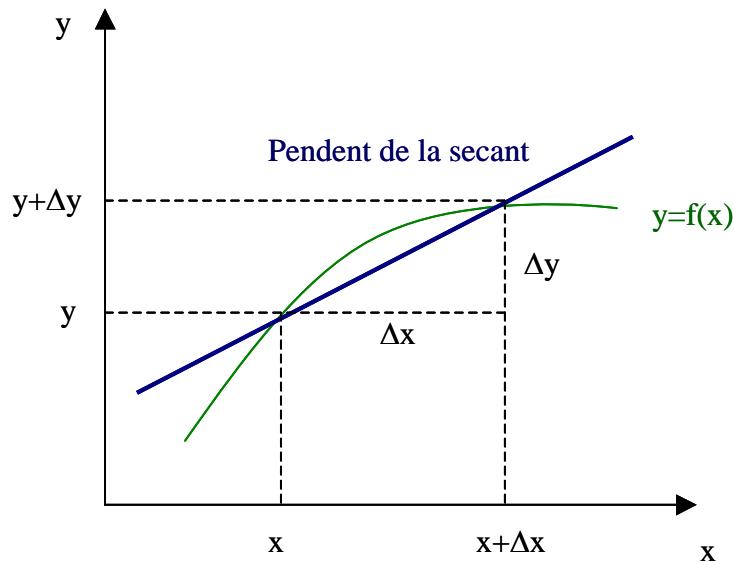


Figura 18. Gràfic del càlcul de les derivades

On $\Delta y/\Delta x$ és la pendent de la secant a la corba que passa pels punts (x,y) i $(x+\Delta x, y+\Delta y)$ i la derivada és la pendent de la tangent a la corba en el punt (la tangent és el límit de la secant quan Δx tendeix a zero i $x+\Delta x$ tendeix a x).

Per tant, l'algorisme implementat calcula per cada mostreig (és a dir cada 0,01 segons quan la freqüència de mostreig és a 100 Hz) la variació de les acceleracions en els tres eixos. La variació de l'acceleració $da/dt=d^2v/dt^2=d^3s/dt^3$ s'anomena normalment en anglès *jerk*, estrebada o *jolt*, sacsejada. A més a més, l'algorisme controla que aquestes variacions no superin determinats llindars. A continuació es fa una descripció dels programes desenvolupats:

6.2.1. Càlcul dels llindars

El programa següent, durant un temps determinat, realitza el càlcul de les derivades en els tres eixos i, en el moment de finalitzar el test, mostra els valors màxims que s'han produït. Per tant, és el programa que es fa servir per fer una estimació preliminar del valors dels llindars a utilitzar posteriorment en el procés de supervisió. A continuació es mostra l'esquema de funcionament:

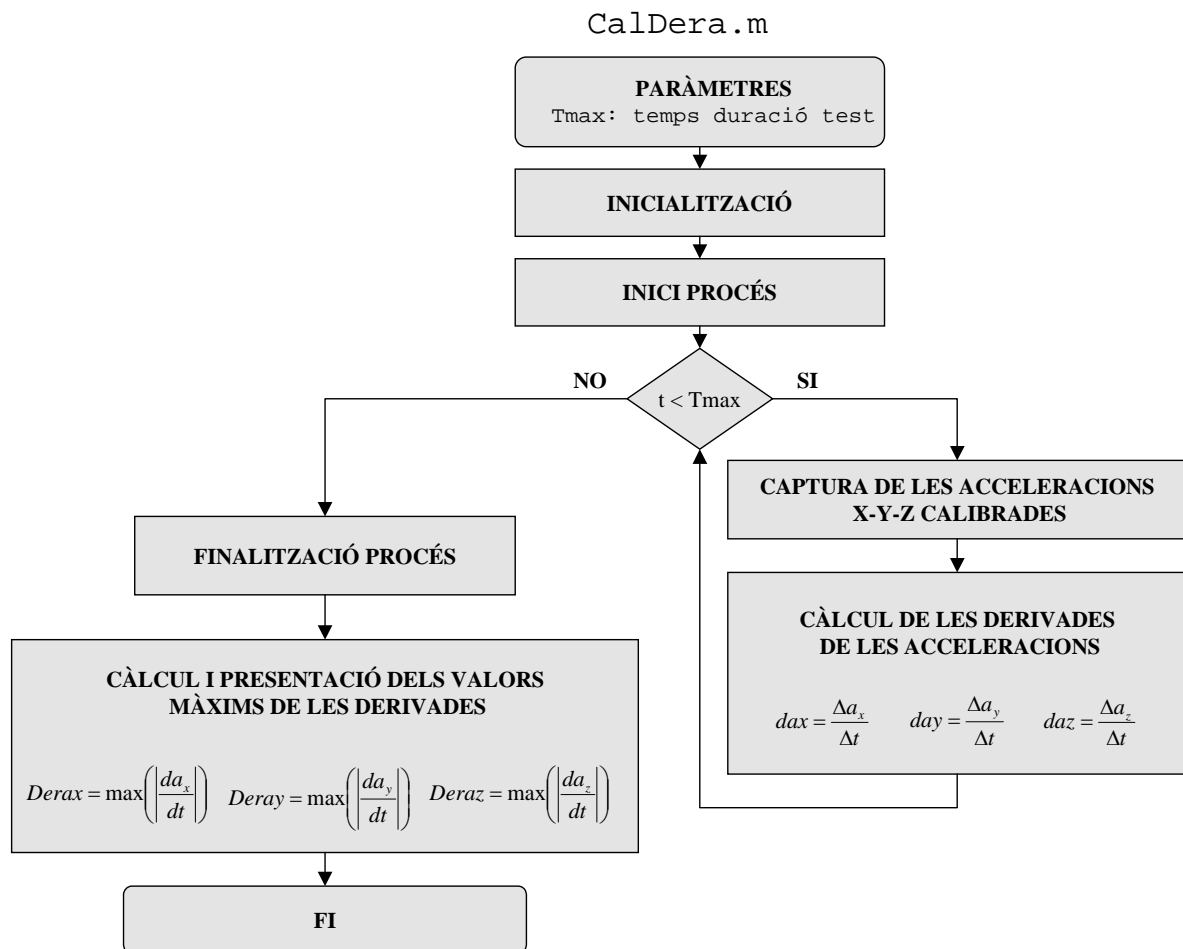


Figura 19. Esquema funcionament del programa de càlcul dels llindars

6.2.2. Detecció dels moviments laterals involuntaris

Els llindars detectats en el programa anterior, s'introdueixen com a paràmetres en aquest programa. El programa calcula i representa en temps real el càlcul de les derivades en els tres eixos (a més de representar la resta de dades que calcula el sensor, veure Figura 17 per més detall) i, en el moment que es sobrepassen els llindars fixats, es registra l'esdeveniment i es mostra un missatge per pantalla. Addicionalment també implementa una finestra temporal parametrizable que evita l'enregistrament de varis MLI quan en realitat només se n'ha produït un (pel fet que durant varis mostrejos els valors de jerk superen els llindars). També, es calcula la despesa energètica a partir del càlcul de les integrals en els tres eixos (veure Eq.3 apartat 4.6).

FRealtimeDataEE.m

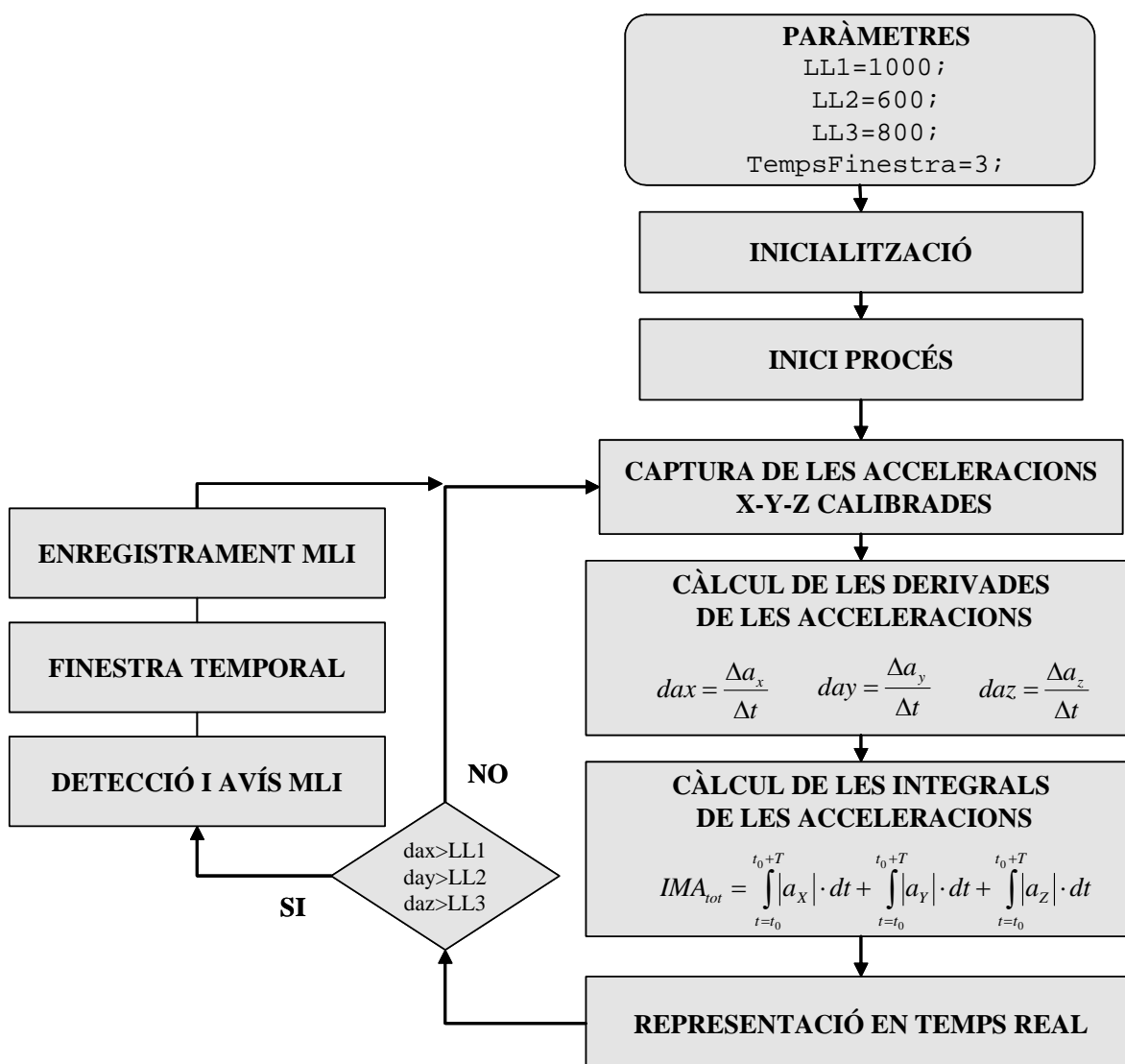


Figura 20. Esquema funcionament programa de detecció de moviments laterals involuntaris

Com es pot observar a l'esquema anterior el fet d'afegir la detecció de les caigudes només suposa controlar un quart llinar LL4 basat en l'acceleració en y , o bé, basat en llinars relacionats amb les velocitats angulars [54], és a dir, les sortides calibrades dels giròscops.

6.3. Detall de la metodologia utilitzada

1. Detecció de les acceleracions en els eixos x - y - z mitjançant un sensor inercial.

El primer pas de la metodologia seguida consisteix en fer anar el sensor Xsens sobre Matlab utilitzant les llibreries i codis d'exemple del fabricant. Per tant consisteix en utilitzar els exemples comentats en 5.1.3 que permeten la capturar i representar les acceleracions en els tres eixos en temps real.

2. Detecció en temps real de moviments laterals en els tres eixos aplicats sobre el propi sensor.

El segon pas consisteix en detectar moviments laterals aplicats directament sobre el sensor, a partir dels canvis en les acceleracions. Per tal de detectar-los, es realitza el càlcul de les derivades de les acceleracions en els tres eixos i es representen gràficament en temps real.

3. Detecció en temps real de canvis en les acceleracions per sobre d'un llinar establert.

a. Establiment del llinar

Detecció i enregistrament de moviments laterals per tal d'establir el llinar per sobre el qual es considerarà un moviment lateral involuntari. Experimentació inicial realitzant els moviments sobre el propi sensor sense incorporar-lo a una persona.

b. Detecció del llinar

Fixar els límits establerts per tal de fer un seguiment en temps real i detectar quan es produeix un moviment lateral per sobre del llinar. Realització de l'experiment aplicant els moviments sobre el propi sensor inercial.

4. Experimentació i estudi dels moviments laterals en subjectes

Realització de la metodologia utilitzada sobre el propi sensor, acoblant ara el sensor a la persona, principalment:

- a. Posicionament del sensor a la cintura i al tronc (cintura) d'una persona i detectar els canvis en les acceleracions laterals.**
- b. Establiment del llindar dels canvis en les acceleracions en x i y.**
- c. Detecció dels moviments involuntaris .**

Capítol 7. Resultats

7.1. Descripció general

En aquest capítol es detallen els resultats als quals s'ha arribat seguint la metodologia descrita en el capítol anterior i en l'experimentació duta a terme posteriorment. Primer de tot, abans de començar a detectar moviments laterals sobre les persones, es comprova que els moviments realitzats sobre el propi sensor es detecten correctament a partir de les derivades de les acceleracions. Una vegada validat aquest pas es procedeix a realitzar l'experimentació amb el sensor col·locat sobre la persona. Per tota l'experimentació s'ha col·locat el sensor en la posició que mostra la següent imatge que, a partir del MTSOFTWARE (software subministrat pel fabricant), permet visualitzar el sistema de referència utilitzat:

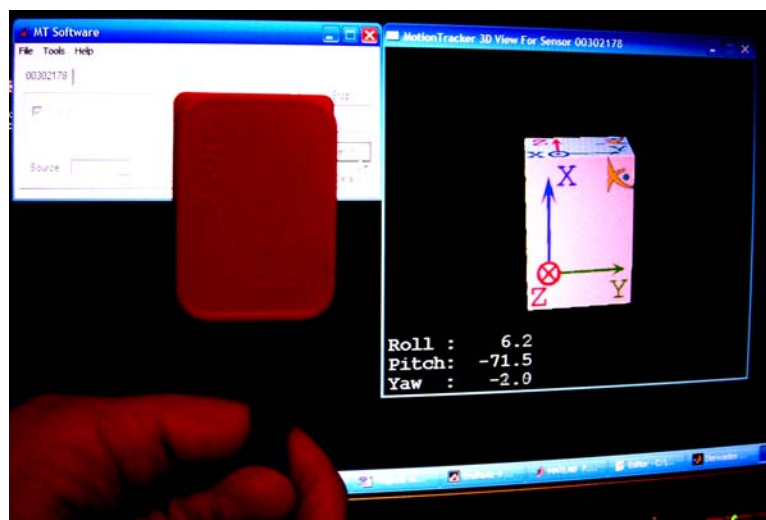


Figura 21. Sistema de referència utilitzat

Per a la realització de l'experimentació sobre persones s'ha situat el sensor en la posició indicada a la figura anterior, tant a la cintura com a l'alçada del pit.

7.2. Descripció dels resultats de la metodologia

1. Detecció de les acceleracions en els eixos x-y-z mitjançant un sensor inercial.

El propi programa d'exemple subministrat pel fabricant realitza la presentació en temps real de les acceleracions en 3D (la Figura 17 del capítol 6.2 es detalla el funcionament d'aquest programa).

2. Detecció en temps real de moviments laterals en els tres eixos aplicats sobre el propi sensor.

S'ha ampliat el càlcul a les derivades de les acceleracions en els tres eixos permetent que la presentació d'aquestes es faci també en temps real:

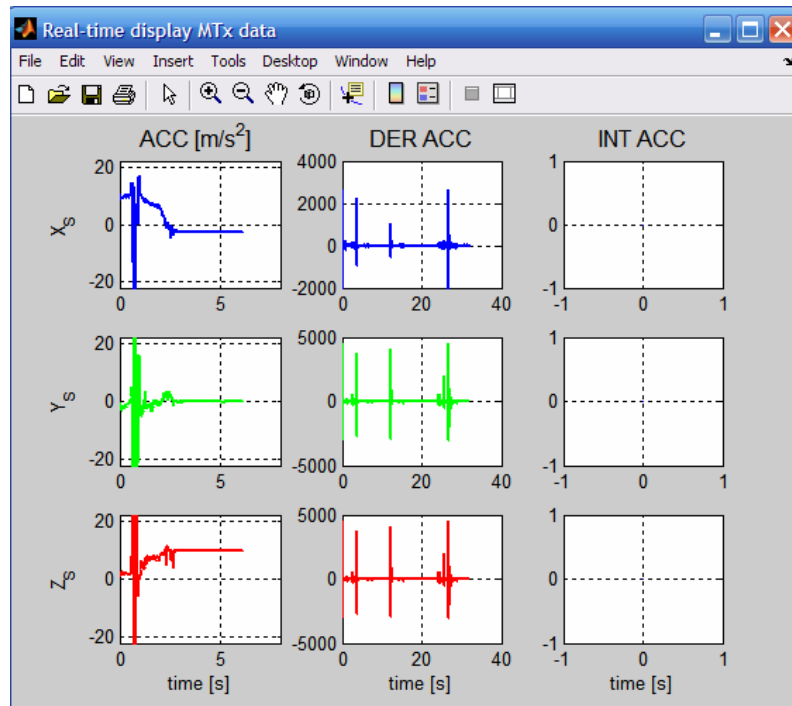


Figura 22. Representació del jerk en temps real

En aquesta figura, per exemple, es pot observar la representació de moviments/sacsejades aplicades sobre el sensor.

3. Detecció en temps real de canvis en les acceleracions per sobre d'un llindar establert.

a) Establiment del llindar

Per a l'establiment del llindar s'executa el programa CalDera.m (veure Figura 19 per conèixer el funcionament del programa) que durant un cert temps calcula les derivades i, en acabar, presenta els valors màxims de les acceleracions en els tres eixos. Per tant, durant el temps d'execució es realitzen moviments laterals i, al final de l'execució, retorna els valors màxims capturats i fa el plot de l'evolució de les derivades de les acceleracions:

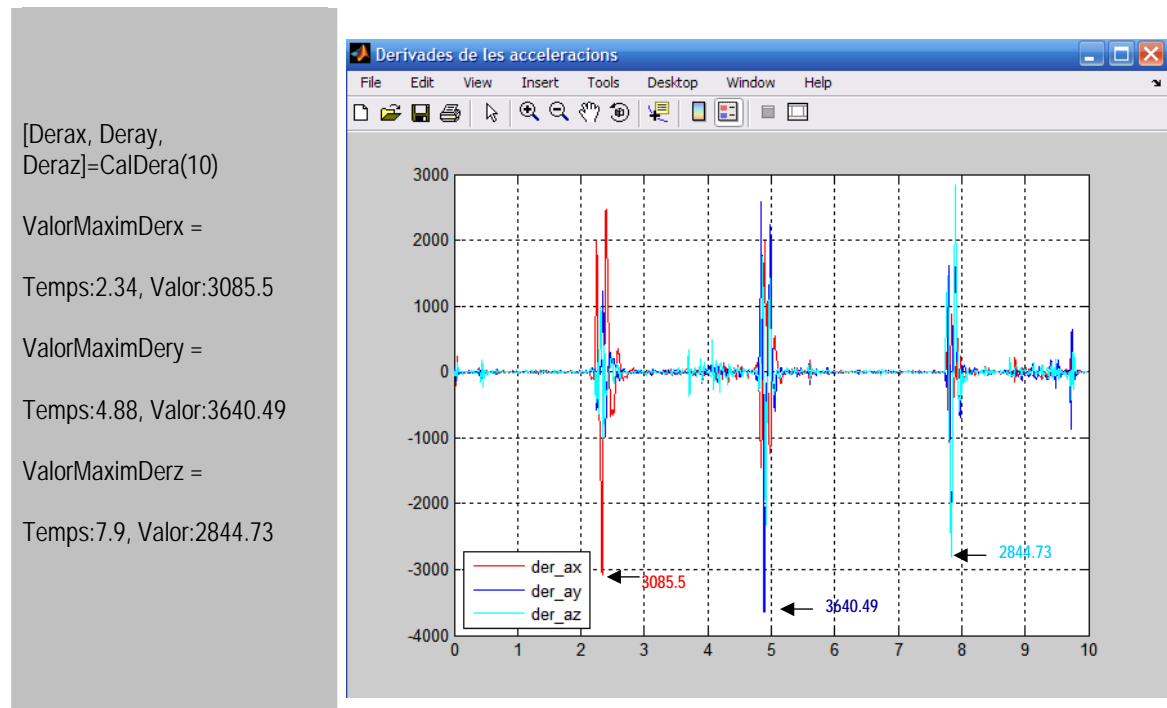


Figura 23. Establiment dels llindars

b) Detecció del llindar

Experimentalment es dedueix que el valor 2000 és un valor adient i és el que es fixa per totes les derivades. En realitat el llindar només hauria de ser les derivades de les acceleracions en l'eix y, moviments pròpiament laterals, en l'eix z, moviments cap endavant i cap enrera però inevitablement també es produeixen acceleracions importants en l'eix x. Tal i com es mostra a la següent figura, en el moment en que es produeix un canvi en l'acceleració que sobrepassa el llindar establert, es mostra un missatge indicant aquest fet a la finestra de comandes de Matlab:

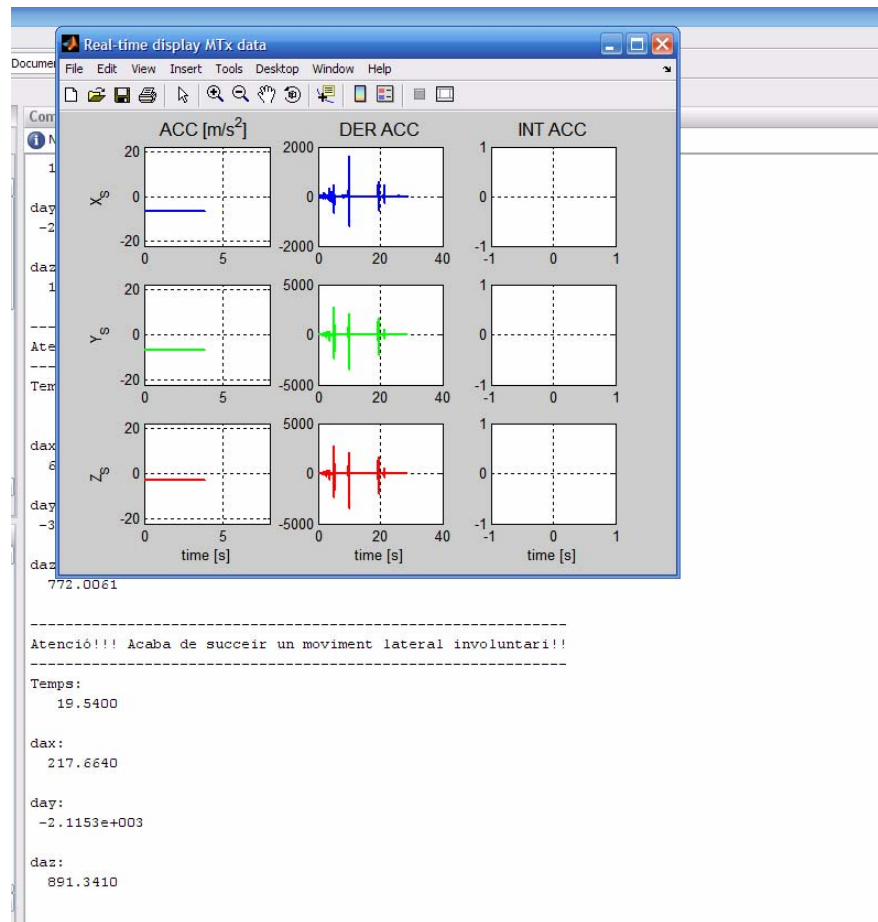


Figura 24. Detecció del moviments laterals

4. Detecció dels moviments laterals en subjectes

Es realitza la detecció del llindar amb el sensor enganxat a la cintura i de la mateixa manera es fixen uns certs límits per a les tres derivades. Inicialment es fixen els següents llindars:

```

LimitDerax=300;
LimitDeray=100;
LimitDeraz=100;
  
```

i es realitzen una sèrie de moviments laterals que l'algorisme detecta correctament.

7.3. Experimentació dels moviments laterals involuntaris

Per tal de fer un estudi més rigorós dels MLI sobre persones, s'ha ideat una sèrie de proves a realitzar, s'ha adaptat el programa *Caldera.m* per tal de facilitar l'anàlisi i s'han realitzat una sèrie d'experiments.

El programa utilitzat (*Simdera.m*) a més de detectar quan es produeixen MLI, és a dir, quan es produeixen valors de derivades de les acceleracions que superen els llindars establerts, implementa una finestra temporal parametrizable que enregistra un únic moviment, tot i que durant aquell període de temps les derivades de les acceleracions superin els llindars en més d'una ocasió. Una vegada finalitzat representa l'evolució temporal de les derivades de les acceleracions en els tres eixos, dibuixa els llindars fixats per cada eix i pinta un punt en els moments en els que s'ha detectat un MLI.

Els moviments laterals que es realitzen a les proves han de reproduir al màxim aquells que poden patir les persones grans en la seva vida quotidiana. Per aquest motiu, a més a més d'intentar no realitzar moviments excessius (especialment fàcils de detectar) s'han realitzat moviments lliures i laterals (cap els costats) i també moviments cap endavant (moviments força habituals) i cap enrera. A més a més, per tal de realitzar moviments laterals el menys condicionats possibles s'ha decidit fer proves sobre una plataforma gimnàstica d'equilibri⁵ (veure imatge Figura 25) realitzant, en aquest cas, únicament moviments laterals.

Adicionalment també s'han realitzat moviments d'aixecar-se i seure d'una cadira i d'un sofà amb la finalitat de validar la robustesa de l'algorisme. A més a més, en el cas de seure, el moviment s'ha efectuat en certa manera deixant-se caure en el moment final (intentant reproduir al màxim la forma de seure d'una persona gran). També s'han fet proves caminant i realitzant altres tasques, però aquestes no suposen cap problemàtica per l'algorisme, és a dir, les derivades de les acceleracions no tenen valors alts i, per tant, no es poden confondre amb MLI.



Figura 25. Plataforma d'assaig de MLI

⁵ Model BL770 de Domyos

En concret les proves realitzades són:

1. Experimentació 1: MLI reals

30 segons d'experimentació realitzant moviments cada **5** segons (als 5, 10, 15, 20 i 25 segons)

2. Experimentació 2. MLI plataforma

30 segons d'experimentació realitzant moviments cada **5** segons (als 5, 10, 15, 20 i 25 segons)

3. Experimentació 3. Moviments aixecar/seure cadira

45 segons d'experimentació realitzant moviments cada **5** segons (als 5 segons aixecar, als 10 seure, als 15 aixecar, als 20 seure, als 25 aixecar, als 30 seure, 35 aixecar i als 40 segons seure)

4. Experimentació 4. Moviments aixecar/seure sofà

45 segons d'experimentació realitzant moviments cada **5** segons (als 5 segons aixecar, als 10 seure, als 15 aixecar, als 20 seure, als 25 aixecar, als 30 seure, 35 aixecar i als 40 segons seure)

Els experiments s'han realitzat subjectant correctament el sensor, és a dir, assegurant que el sensor no es mou ell mateix. Els llindars inicialment s'han fixat als valors anteriorment indicats (LimitDerax=300; LimitDeray=100; LimitDeraz=100;) i, ja que la finalitat és detectar moviments laterals, però també moviments cap endavant i cap enrera, s'ha establert la condició de considerar que es realitza un MLI si:

$$MLI = \left(\left(\left| \frac{dax}{dt} \right| \geq \text{LimitDerax} \right) \text{AND} \left(\left| \frac{day}{dt} \right| \geq \text{LimitDeray} \right) \right) \text{OR} \left(\left(\left| \frac{dax}{dt} \right| \geq \text{LimitDerax} \right) \text{AND} \left(\left| \frac{daz}{dt} \right| \geq \text{LimitDeraz} \right) \right)$$

(Eq. 5)

Quan es produeix un MLI el programa marca amb un punt el moment temporal sobre la derivada en y en el que s'ha detectat aquell moviment, és a dir, pot ser que tot i que el punt aparegui en la gràfica de la derivada de y la condició vingui donada perquè les derivades en x i z han superat els llindars fixats.

A més a més, cal indicar que l'experimentació que es mostra a continuació està orientada a determinar si existeixen uns valors de llindars adients, tant per detectar els MLI com per discernir entre aquests moviments i d'altres que previsiblement han de produir valors de jerk també elevats. Per tant, pot ser que en les representacions es detectin falsos MLI però, el que és important, és determinar si existeixen valors millors que permetin una precisió major o total.

7.3.1. Experimentació amb el sensor situat al pit

1. Experimentació 1: MLI lliures

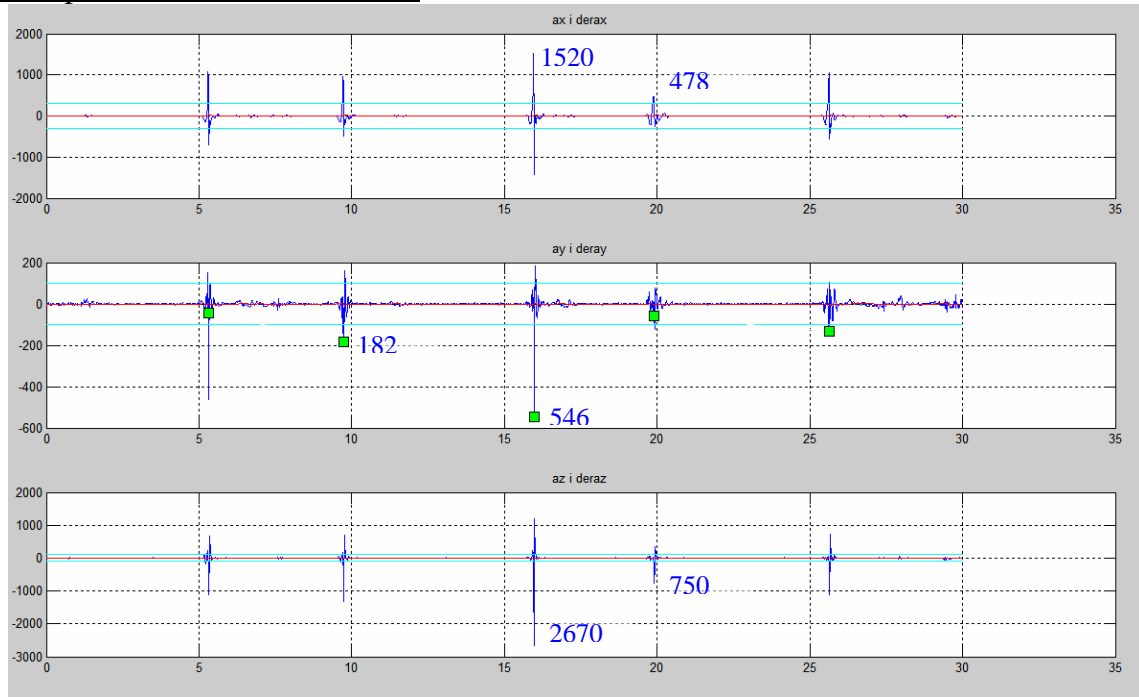


Figura 26. Detecció de MLI lliures (pit)

2. Experimentació 2: MLI plataforma

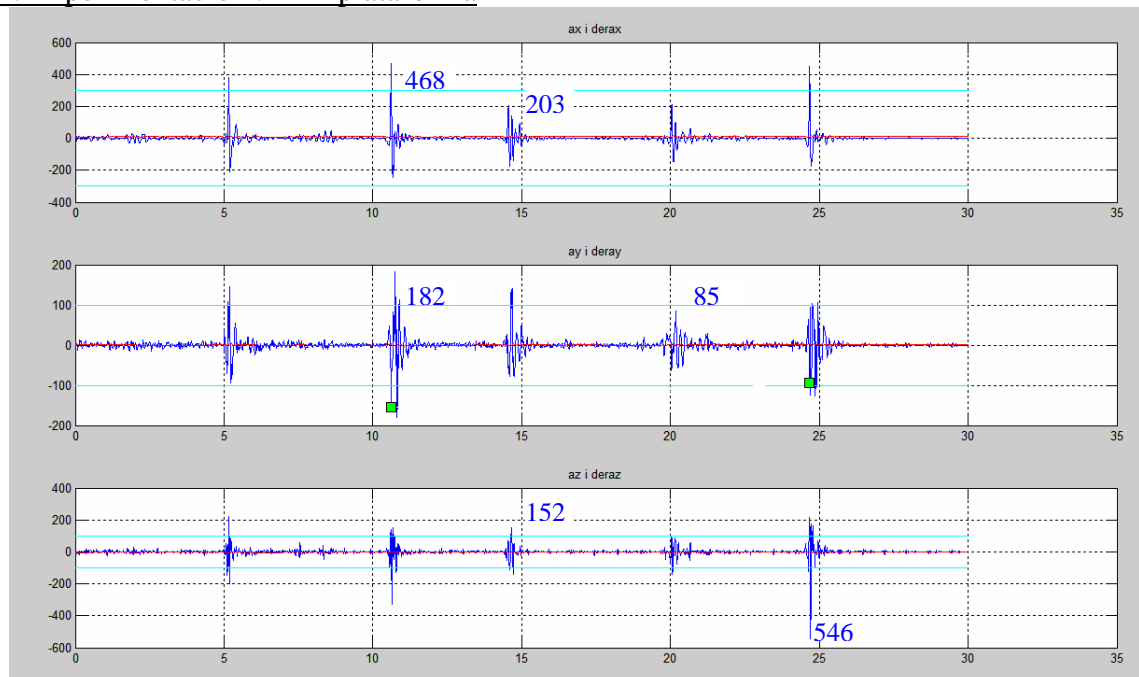


Figura 27. Detecció de MLI sobre plataforma (pit)

3. Experimentació 3. Moviments aixecar/seure cadira

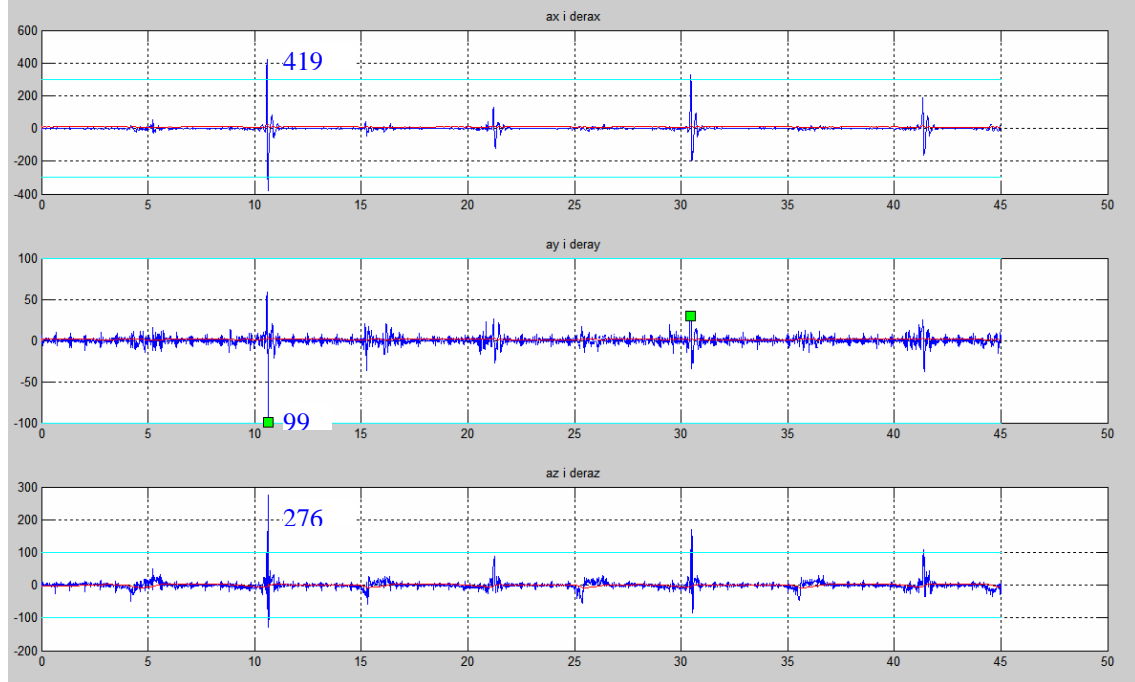


Figura 28. Moviments aixecar i seure d'una cadira (pit)

4. Experimentació 4. Moviments aixecar/seure sofà

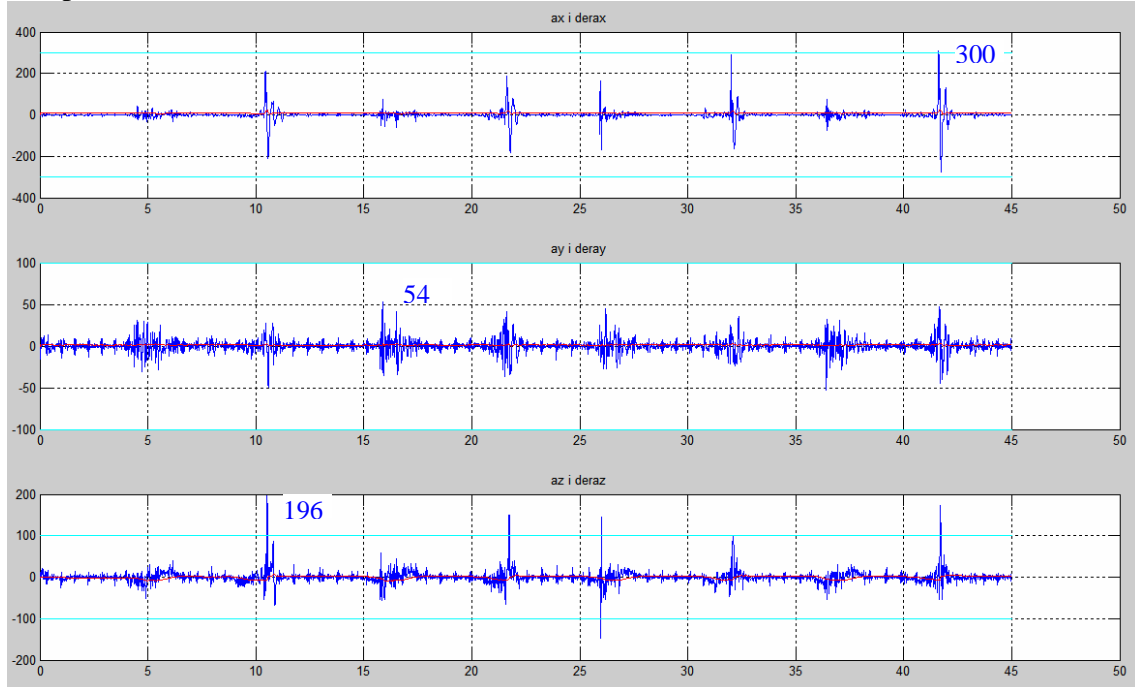


Figura 29. Moviments aixecar i seure d'un sofà (pit)

Resum de valors:

Taula 3. Resultats experimentació amb el sensor situat al pit					
Derx					
MLI		MLI Plataforma		Cadira	Sofà
Max	Min	Max	Min	Max	Max
1520	478	468	203	419	300
Dery					
MLI		MLI Plataforma		Cadira	Sofà
Max	Min	Max	Min	Max	Max
546	182	182	85	99	54
Derz					
MLI		MLI Plataforma		Cadira	Sofà
Max	Min	Max	Min	Max	Max
2670	750	546	152	276	196

7.3.2. Experimentació amb el sensor situat a la cintura

1. Experimentació 1: MLI reals

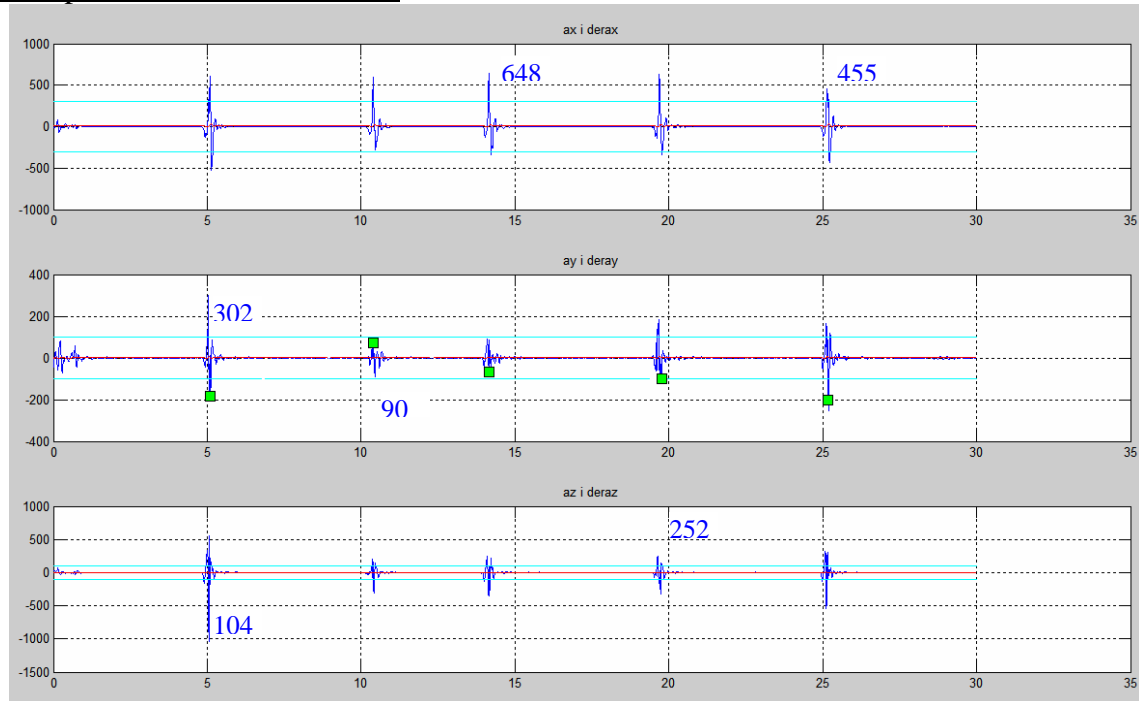


Figura 30. Detecció de MLI lliures (cintura)

2. Experimentació 2. MLI plataforma

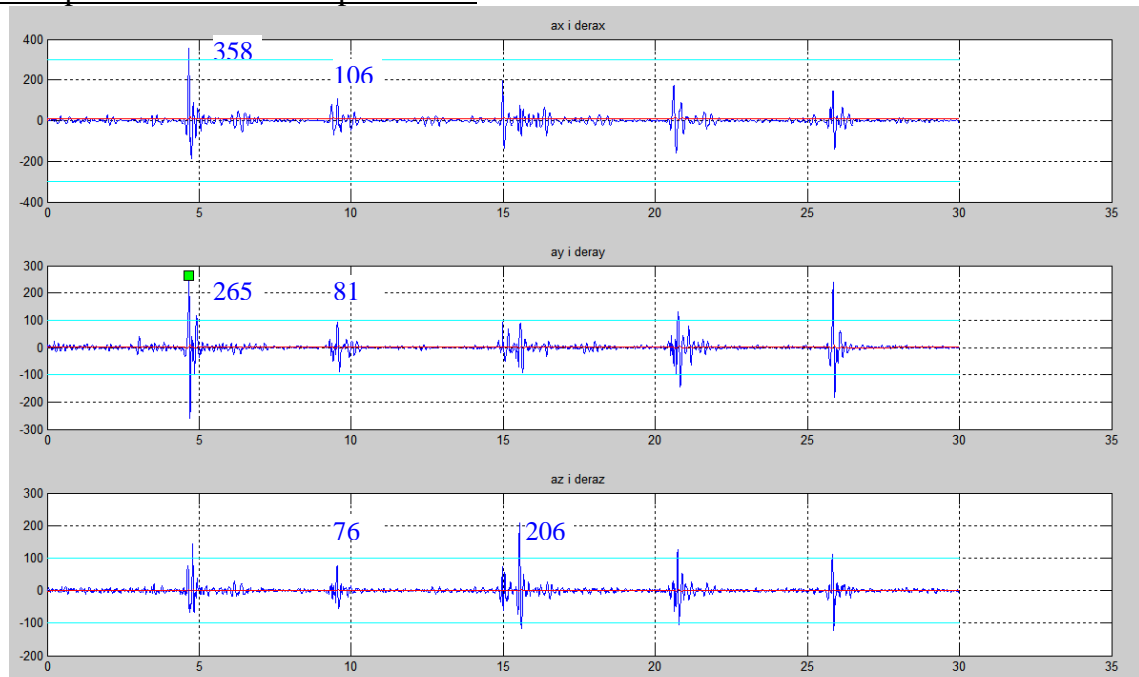


Figura 31. Detecció de MLI sobre plataforma (cintura)

3. Experimentació 3. Moviments aixecar/seure cadira

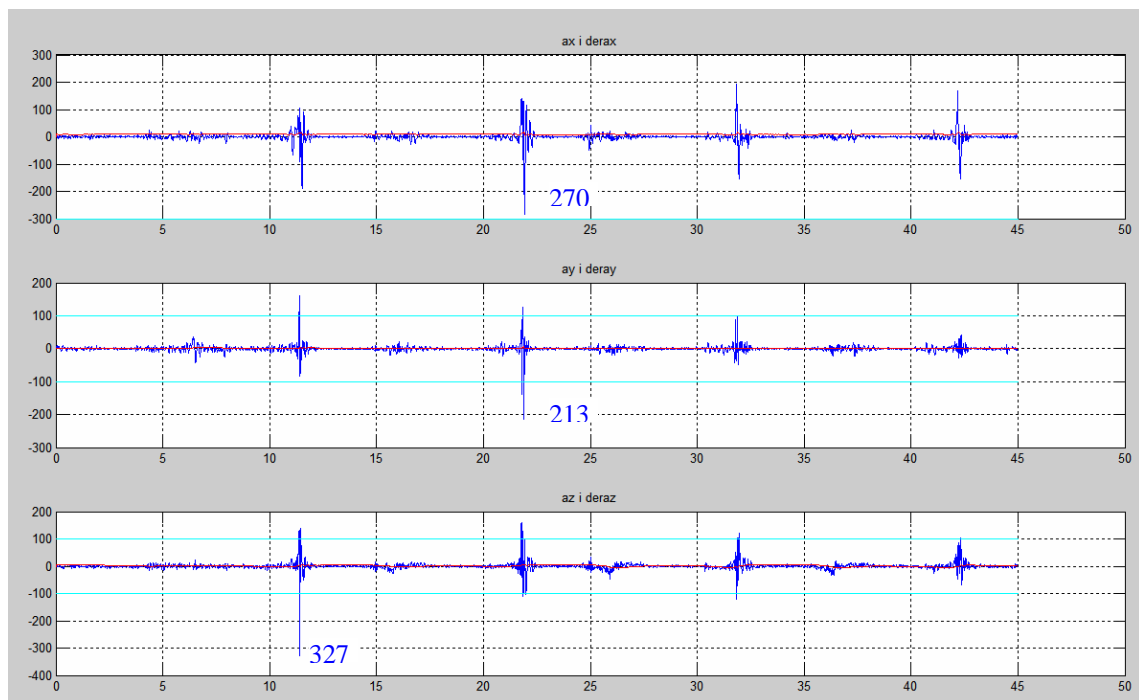


Figura 32. Moviments aixecar i seure d'una cadira (cintura)

4. Experimentació 4. Moviments aixecar/seure sofà

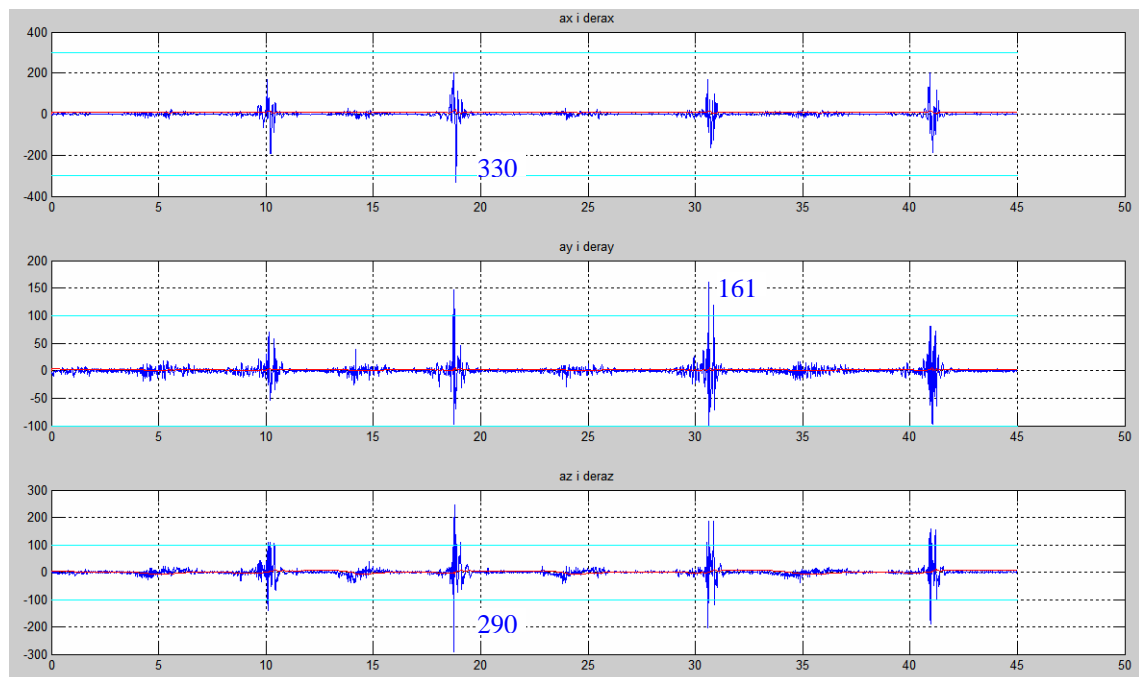


Figura 33. Moviments aixecar i seure d'un sofà (cintura)

Resum de valors:

Taula 4. Resultats experimentació amb el sensor situat a la cintura					
Derx					
MLI		MLI Plataforma		Cadira	Sofà
Max	Min	Max	Min	Max	Max
648	455	358	106	270	330
Dery					
MLI		MLI Plataforma		Cadira	Sofà
Max	Min	Max	Min	Max	Max
302	90	265	81	213	161
Derz					
MLI		MLI Plataforma		Cadira	Sofà
Max	Min	Max	Min	Max	Max
1040	252	206	76	327	290

7.3.3. Avaluació dels resultats

L'algorisme avaluat, tal i com mostren les anàlisis prèvies, permet la detecció de MLI ja que produeix valors de jerk alts i diferenciables d'altres moviments quotidians. La problemàtica sorgeix quan es vol discernir entre aquests moviments i d'altres que també poden ocasionar canvis en les acceleracions, com és el cas de seure en una cadira.

Pel que fa les proves amb la plataforma d'equilibri, els moviments són detectables (tot i que amb els llindars utilitzats a les proves hi hagi moviments que no es detectin) però, en realitzar les proves s'ha tingut la sensació de que el moviment realitzat no s'aproximava a un moviment lateral real, per tant, es decideix descartar els resultats obtinguts.

Avaluant els valors de les derivades de les acceleracions en els moviments de seure en un sofà i en una cadira és el fet d'impactar el que produeix els valors més alts. En conseqüència és el moviment de seure a la cadira el que produeix valors de jerk més elevats.

Tenint en compte que la finalitat de l'algorisme a experimentar és la detecció de MLI sembla a priori que situar el sensor a l'alçada del pit ha de ser una bona opció. S'ha vist que els valors de jerk que es produeixen quan es realitzen MLI són força més elevats que quan el sensor està situat a la cintura. De tota manera, com era d'esperar, també són més elevats els valors de jerk quan es realitzen altres accions, com ara seure a una cadira.

La qüestió és si és possible trobar un llindar que asseguri la distinció entre aquestes accions habituals.

Si s'observen els resultats de les proves quan el sensor està situat a la cintura, es pot veure que els valors mínims de MLI poden ser superats pels valors màxims en les accions de seure (tant en una cadira com en el sofà).

En conseqüència, es determina que la ubicació al pit és millor en cas de treballar amb un únic sensor. La derivada que té un *gap* menys gran per a la distinció entre seure en una cadira i els MLI és la derivada en x . De tota manera, tot i que inicialment s'havia considerat l'ús d'aquesta derivada perquè en les proves prèvies s'havia observat que es veia força afectada pels MLI, d'aquestes proves es determina que es pot prescindir d'ella. Fins i tot, sembla més coherent amb el fet de voler detectar moviments laterals (cap el costat, és a dir, eix y , i cap endavant, és a dir, eix z). Per tant, la fórmula presentada a (Eq. 5) es simplificaria de la següent manera:

$$MLI = \left(\left| \frac{day}{dt} \right| \geq \text{LimitDeray} \right) \text{ OR } \left(\left| \frac{daz}{dt} \right| \geq \text{LimitDeraz} \right) \quad (\text{Eq. 6})$$

7.4. Valors dels llindars experimentals

A continuació es mostra una figura que representa l'establiment dels llindars situant-los a la meitat entre el punt mínim de jerk, que volem detectar en cas d'un MLI i el valor màxim produït en l'acció de seure, tot situant el sensor a l'alçada del pit:

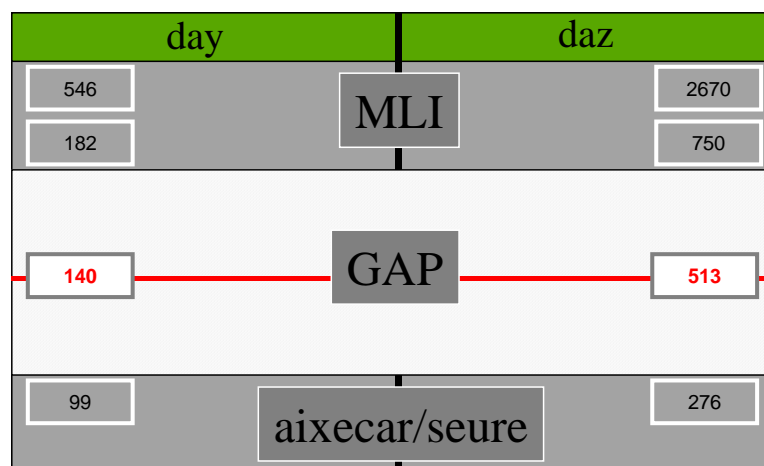


Figura 34. Establiment dels llindars

A continuació es mostren en una taula els valors dels llindars que es proposen:

Taula 5. Valors llindars jerk	
LL1 (dax)	---
LL2 (day)	140
LL3 (daz)	513

Capítol 8. Treball futur

8.1. Assaig de l'algorisme de moviments laterals involuntaris

Arribat al punt actual, en el qual es disposa d'un algorisme que permet la detecció de moviments laterals involuntaris, cal procedir a avaluar la seva validesa en un grup de persones representatiu.

Per tal de portar a terme aquesta avaluació, es proposa realitzar un assaig en laboratori basat en l'experimentació detallada en el capítol anterior sobre diferents individus i posteriorment avaluar-ne l'efectivitat sobre gent gran. A més a més, és important que aquesta experimentació es dugui a terme sota una certa supervisió mèdica per tal d'assegurar que els moviments simulats són els que es té interès en detectar en moviments reals.

A [54]⁶ i [55]⁷ avaluen l'efectivitat del seu algorisme de detecció de caigudes; primerament experimenten amb 10 individus joves realitzant caigudes cap endavant (les més habituals), cap enrera i cap als dos costats, fins realitzar un total de 480 moviments diferents. En l'experimentació no només s'analitza el percentatge d'encerts en cas de caiguda sinó també el percentatge de detecció de caigudes quan en realitat es realitzen el que anomenen activitats de la vida diària. Posteriorment, una vegada analitzada l'eficàcia de l'algorisme es realitzen els assajos en persones grans, avaluant en aquest cas, moviments de la vida diària que es poden confondre amb caigudes, com pot ser seure en una cadira.

També es considera oportú avaluar les caigudes ja que, tot i que a priori, no hagin de ser un esdeveniment especialment complicat a detectar, probablement pot ocasionar una certa problemàtica al combinar-se amb els MLI, sobretot si el que es mesura és l'impacte amb el terra. De tota manera, si en un anàlisi previ es determina que, tal i com succeeix en altres estudis, en els que tot i que el grau de certesa davant de caigudes sigui del 100% no és acceptable el fet de que determinats moviments de la vida diària siguin avaluats com a caigudes, es pot decidir tenir en compte més l'indar a més a més de l'acceleració, o bé, posposar aquesta detecció al moment en que es disposi de les xarxes neuronals (veure 8.3) amb un o més sensors. És clar que el fet d'utilitzar més sensors és clau en ajudar a discernir entre activitats, per exemple, el fet de seure en una cadira, la informació dels

⁶ En aquest cas realitzen l'experimentació amb un giròscop biaxial situat en el tronc de la persona i realitzant el càlcul de l'acceleració (derivant) i el de la variació de l'angle (integrant) i cercant els l'indars, el de velocitat angular, acceleració angular i variació de l'angle del tronc.

⁷ En aquest cas utilitzen un acceleròmetre triaxial situant-lo al tronc i a la cuixa i basen l'estudi en un únic l'indar.

angles de les cames i braços és especialment rellevant. A més, la incorporació de nous llinars, tenint en compte que el sensor disposa de giròscops triaxials, previsiblement no ha de ser especialment costós d'implementar des del punt de vista software (evidentment comporta una major dificultat alhora d'avaluar els resultats).

Tot i que s'ha investigat ja sobre el seguiment de la despesa energètica i la seva relació amb les sortides dels acceleròmetres, i per tant, la implementació d'aquest càlcul en l'algorisme no és innovador, també és interessant aprofitar l'experimentació per avaluar-ne el resultat.

De tota manera cal tenir en compte que l'anàlisi que s'efectuï no només s'avalua el percentatge d'encerts, sinó que es registra tota la informació recollida pels sensors i, per tant, es realitza un estudi de sintonització dels llinars, a més de permetre el posterior anàlisi de les dades recollides pels acceleròmetres, giròscops i magnetòmetres. I per tant es poden representar gràficament les diferents sortides del sensor i realitzar el càlcul de les derivades i integrals per avaluar la seva correlació tant amb les caigudes, com amb els MLI, com amb la resta de moviments que es realitzin i que puguin assimilar-se als de la vida quotidiana d'una persona.

8.2. Implementació de l'arquitectura de supervisió de la salut

La tendència actual degut a diferents factors, com la reducció del preu dels ordinadors, la facilitat de disposar de connexions permanents i de banda ampla a Internet, la gratuïtat de les arquitectures web software, etc., és disposar d'autèntics servidors web domèstics.

Prova d'això és per exemple la unió que han realitzat darrerament fabricants de hardware i Software en treure al mercat servidors domèstics (Windows Home Server). I de fet molta gent utilitza PC's convencionals per crear els seus propis servidors web o per disposar de serveis permanents de P2P.

D'altra banda, cada vegada són més les empreses que ofereixen solucions domòtiques i és freqüent la utilització d'aquest fet com a reclam de venda en el sector immobiliari o, si més no, per donar una idea d'exclusivitat.

Sembla doncs lògica la conjunció de tots aquests factors per la utilització de servidors domèstics pel control domòtic ([56]) i que aquesta arquitectura s'integri amb la de supervisió de la salut (permetent, per exemple, que l'activació d'una alarma a la salut activi càmeres que facin vídeo *streaming* i, per tant, es pugui interactuar amb el malalt tot veient-lo o que permetin obrir la porta d'accés a casa quan arribin els serveis mèdics d'urgència).

A més, en el moment actual, les solucions tecnològiques web tenen un cost molt baix tant des del punt de vista hardware com software. Els PC's convencionals disposen d'altres prestacions a un preu molt econòmic i poden ser la solució ideal, si com en el cas que ens ocupa, no han de ser servidors que donin serveis web a múltiples usuaris, sinó que tant sols s'han d'encarregar de recollir i traslladar informació.

Des del punt de vista de les tecnologies web, les solucions basades en software lliure s'han acabat imposant en el mercat (a excepció possiblement del sistema operatiu, en el que Windows segueix guanyant la batalla al Linux) i, per tant, es pot disposar d'un servidor web domèstic a cost de llicències pràcticament zero pel que fa el software. Fins i tot, tot i que els sistemes operatius actuals de Microsoft integren els principals serveis web en el *Internet Information Services* (IIS), el que realment s'ha imposat són solucions web com Apache amb servidors d'aplicacions com Tomcat i/o JBOSS. A més a més, els entorns tecnològics i de desenvolupament web basats en Java també són gratuïts: Java Standard Edition (Java SE) o Java Enterprise Edition (Java EE) pels servidors i Java 2 Micro Edition (J2ME) pel desenvolupament d'aplicacions Java per dispositius mòbils (MIDlets) i que disposa de llibreries específiques per l'establiment de comunicacions Bluetooth o per l'enviament de SMS (Java Wireless Message API).

Finalment, cal fer també esment a l'extensió de l'ús de sistemes gestors de bases de dades open source com MySQL.

A continuació es mostra un esquema d'integració de les diferents propostes tecnològiques per a la implementació de l'arquitectura de supervisió de la salut:

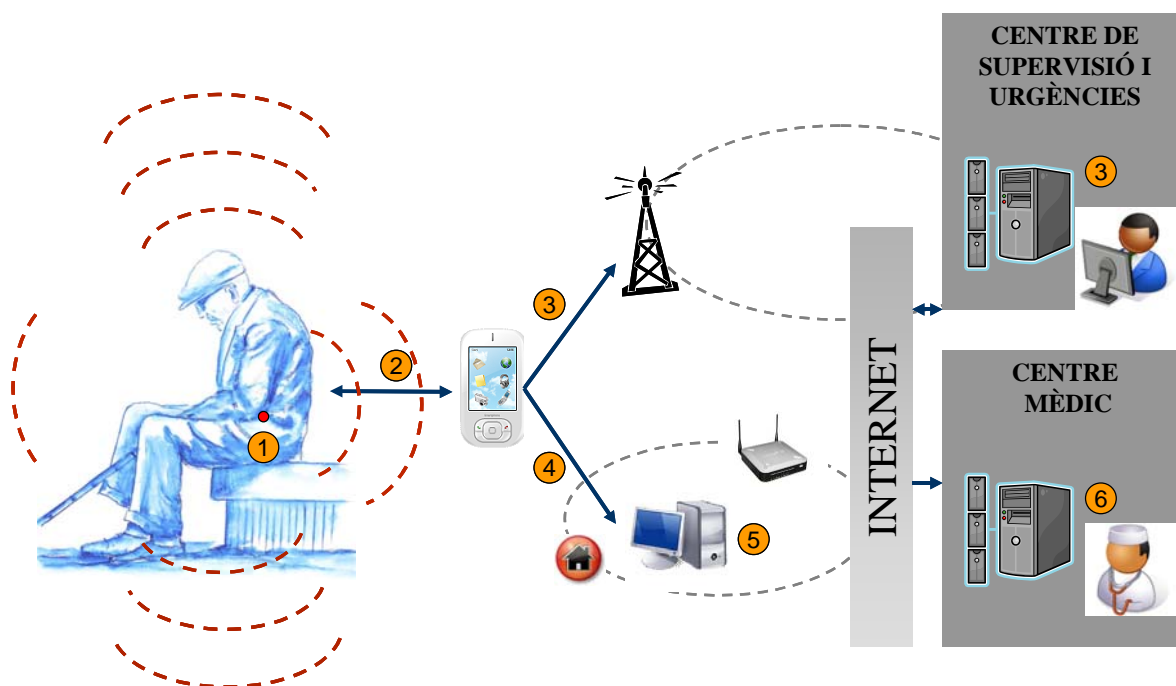


Figura 35. Arquitectura de supervisió de la salut

Per tant, una solució tecnològica completa podria ser la següent:

1. El sistema de supervisió de la salut (sensor o sensors distribuïts) s'encarreguen de supervisar constantment si es produeixen determinats esdeveniments (algorisme desenvolupat en aquest treball).
2. En cas de produir-se un dels esdeveniments a supervisar, per exemple, el moviment lateral involuntari, es transmet aquest fet a la PDA via Bluetooth (es pot implementar un

protocol de comunicació senzill sobre Java Message Service (JMS) en el que, per exemple, s'identifiqui el sensor que ha processat la informació i el codi de l'esdeveniment detectat).

3. La PDA registra en un fitxer la relació d'esdeveniments produïts anotant el dia, l'hora i el tipus. Si l'esdeveniment és de tipus alarma, simultàniament envia un SMS al servei corresponent indicant persona, adreça i urgència produïda (caiguda).

En aquest punt, i si es considera adient cal dir que l'esquema indicat en [56] permetria que l'operador del servei mèdic d'urgències interactués amb la persona, activant càmeres de seguiment en l'habitatge del pacient, iniciant converses de veu, encenent els llums del domicili, obrint la porta als serveis d'urgència en el moment que arribin, etc.

4. Quan s'acaba l'anàlisi diari (per exemple a les 12 del vespre), el fitxer d'esdeveniments diaris es trasllada a una carpeta d'intercanvi de la PDA. En aquell moment la PDA comprova si disposa de la xarxa Wi-Fi domèstica (comunicació sense cost econòmic), si és així, trasllada aquest fitxer al servidor domèstic. Sinó, la PDA intenta enviar-lo en el moment que detecti que es disposa de la xarxa Wi-Fi domèstica (la pròpia PDA amb Wi-Fi activat s'encarrega d'establir la connexió en el moment que troba la xarxa configurada operativa). Quan s'estableixi la comunicació es traslladen tots els fitxers de la carpeta d'intercanvi al servidor.

5. El servidor domèstic incorpora cada fitxer diari a una base de dades de seguiment de la salut. Aquesta base de dades, o bé serà accessible des dels serveis mèdics o bé, s'incorpora la seva informació en una base de dades centralitzada de tots els usuaris als quals se'ls hi fa un seguiment.

6. Els servidors mèdics, realitzaran estudis de la informació continguda a la base de dades per cada usuari. Per tant, es podran aplicar tècniques d'intel·ligència artificial sobre les bases de dades que contindran tot l'històric d'informació de cada individu i que estaran disponibles en els centres mèdics, és a dir, es podran utilitzar tècniques de *data mining*.

Pel que fa la implementació d'un servidor web basat en tecnologies open source i que es comunica i processa informació de diferents sensors, cal fer referència a [57]. En concret disposen d'un servidor web que es comunica amb 200 sensors simultàniament en un PC convencional (processador Pentium D a 3.00 GHz i 1 GB de RAM) i que dona serveis web a dispositius mòbils que accedeixen a informació dels sensors (dades i alertes).

8.3. Xarxes neuronals

Tal i com s'ha comentat anteriorment la topologia que es vol implementar en un futur contempla una distribució d'IHU per tot el cos. De tota manera en una primera aproximació es considera que una distribució de quatre sensors, un a cada extremitat i un cinquè en el centre de masses pot proporcionar una monitorització del cos sencer.

Els sensors que es vol distribuir per tot el cos són de dos tipus diferents, els inercials, que principalment s'han d'encarregar d'esbrinar l'activitat que està realitzant la persona (a

més de les funcionalitats ja implementades, és a dir, detecció de moviments laterals involuntaris, caigudes, despesa energètica, i de possibles implementacions futures com ara la detecció de la posició després d'haver sofert una caiguda) i els que s'encarregaran de monitoritzar l'estat de la persona, les mesures dels quals dependran de l'activitat que realitzi la persona en aquell moment.

Per a la monitorització de l'estat de la persona poden utilitzar-se els següents sensors:

- ECG (electrocardiograma), sensor que supervisa l'activitat elèctrica del cor.
- EMG (electromiografia), sensor para supervisa l'activitat elèctrica generada en el múscul en resposta a una estimulació nerviosa.
- EEG (electroencefalograma), sensor que supervisa l'activitat elèctrica del cervell.
- Sensor de la tensió arterial.
- Sensor de respiració, que supervisa la periodicitat, el flux o l'esforç respiratori.

De tota manera per a la supervisió futura es proposa utilitzar únicament un ECG.

Des del punt de vista de l'actuador es considerarà, en un primer moment, que el resultat de l'anàlisi de les IHU puguin generar alarmes a centres mèdics (per exemple degut a pulsacions excessives o pressió arterial alta en situació de repòs), o bé que es donin consells pràctics a l'individu a través de la PDA (reduir l'esforç en situació de pràctica esportiva).

Un escenari més futurista i especialment útil per rehabilitacions o per augmentar la confiança en la mobilitat de persones grans, seria determinar els angles òptims de les diferents extremitats per tal de realitzar un correcte moviment. Aquest concepte podria utilitzar-se, fins i tot, per donar ordres per governar el/s motor/s d'una pròtesis.

8.3.1. Xarxa neuronal mitjançant subagents

Les IHU situades a les extremitats s'encarregaran de manera independent d'interpretar les mesures aportades per l'acceleròmetre que integren, és a dir, en el cas dels sensors situats a les extremitats, l'angle de rotació. No serà el cas de l'acceleròmetre de la cintura, el qual, haurà d'interpretar directament les informacions d'acceleració en els tres eixos. A continuació, es mostra l'esquema:

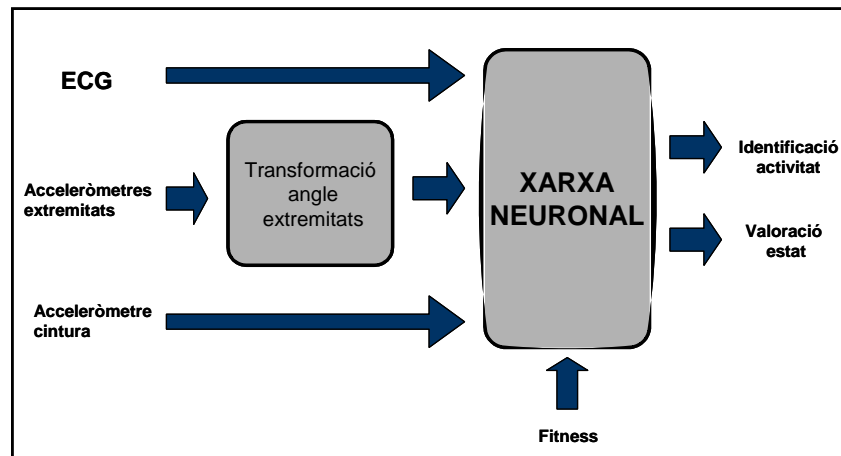


Figura 36. Esquema de l'identificador d'activitats i valorador de l'estat

Cadascuna d'aquestes IHU seran subagents que estaran a càrrec d'un sensor/actuador de l'agent robòtic i, al mateix temps, estaran en comunicació amb la resta. A [34] s'utilitza aquest concepte per al control d'un robot autònom i el resultat és que els subagents aprenen a cooperar entre ells mateixos per tal d'aconseguir que l'agent físic global (el robot) realitzi la tasca que li ha estat encomanada.

A continuació es presenta l'esquema d'aquests subagents o IHUs que interiorment implementaran una xarxa neuronal artificial. Aquesta ANN utilitzarà la informació del sensor que integra i la informació de la resta d'elements que formen el sistema, informació rebuda a través de la xarxa sense fils:

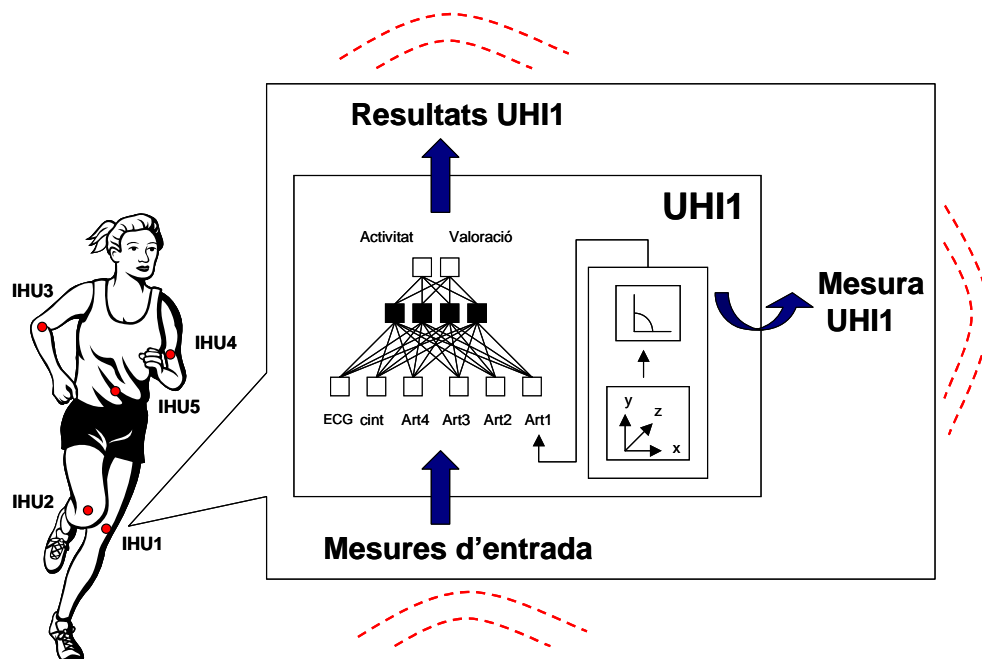


Figura 37. Esquema funcional IHU

8.3.2. L'algorisme d'aprenentatge

Per tal que les IHU siguin capaces de realitzar la seva tasca és necessari que prèviament siguin sotmeses a un aprenentatge. Per tal de realitzar aquest procés d'aprenentatge existeixen algorismes neuro-evolutius, en els que la xarxa neuronal que conforma el sistema intel·ligent de supervisió de la salut no té cap coneixement pre-programat, o bé algorismes d'aprenentatge supervisat, en els que la xarxa neuronal aprèn a partir d'exemples que se li van introduint.

Una possible tècnica d'aprenentatge és, per tant, la neuro-evolució (NE) [58] que consisteix en l'entrenament de xarxes neuronals mitjançant algorismes genètics. A la NE, les cadenes de valors (els cromosomes) representen els paràmetres de la xarxa neuronal, és a dir, els pesos de les connexions, els llindars i les connexions. Els cromosomes es recombinen basant-se en el principi de selecció natural amb la finalitat d'obtenir la xarxa òptima per un problema concret.

A més, degut a la necessitat del control de múltiples IHU i per tal de permetre la cooperació entre elles, en cas d'utilitzar un algorisme genètic probablement es requerirà un mètode co-evolutiu. La co-evolució és un mètode de la neuro-evolució per a l'evolució de xarxes diferents amb rols diferents però que treballen per a la realització d'una tasca en comú.

En concret el mètode neuro-evolutiu i cooperatiu presentat a [58] i [59] és l'anomenat *Enforced Sub Populations* (ESP).

Finalment, és interessant apuntar que a mesura que avança el procés neuro-evolutiu, cada sub-població tendeix a reduir el seu grau de diversitat. Fet que es tradueix en un problema, especialment en l'evolució incremental, perquè cada població que ha convergit no s'adapta fàcilment a noves tasques. Per tal que això no succeeixi i que puguin complir-se noves tasques diferents a pesar d'haver-se produït la convergència, les ESP es combinen amb una tècnica de cerca iterativa anomenada *delta coding*, que bàsicament consisteix en realitzar una exploració del funcionament de valors propers als de la solució considerada millor en un moment donat per tal de, posteriorment, analitzar el resultat d'aquest petit canvi.

8.4. Planificació

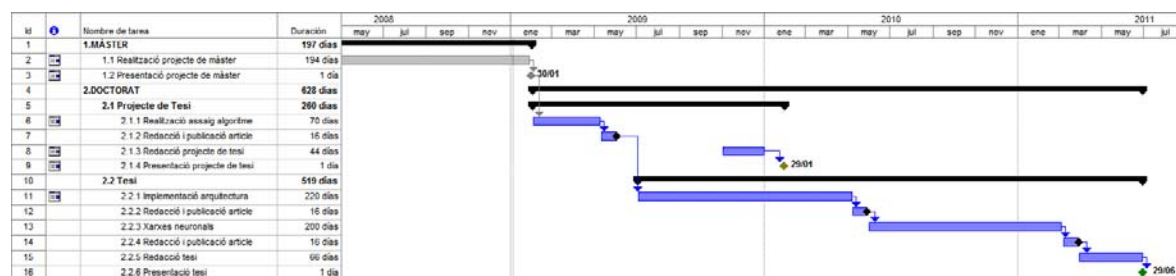


Figura 38. Planificació futura

En la present planificació⁸ es presenta el treball futur, en el marc de realització d'un doctorat, per arribar a disposar d'una arquitectura completa de supervisió de la salut de les persones. La primera fase serà assajar els algorismes desenvolupats en aquest màster (tasca 2.1.1). Es considera que en el termini d'aproximadament 5 mesos, és a dir, el proper semestre, ha d'haver-se realitzat aquest treball que haurà de servir per publicar un article d'investigació i, d'aquesta manera, validar la investigació i el contingut del projecte de tesi (tot i que per assegurar disposar de marge suficient es preveu realitzar la defensa a un any vista).

Una vegada iniciada la tesi doctoral pròpiament dita, la primera tasca serà implementar una arquitectura de supervisió de la salut (tasca 2.2.1) i, es considera que en 10 mesos es podrà disposar d'aquesta i, per tant, novament publicar un article d'investigació. En aquest moment es podrà utilitzar aquesta arquitectura per realitzar estudis reals, com assajar algorismes basats en xarxes neuronals (tasca 2.2.3) o, fins i tot, analitzar les dades contingudes a les bases de dades mèdiques.

Per tant, es considera que el treball requereix d'aproximadament dos anys d'investigació per a ser realitzat.

De tota manera cal tenir en compte el projecte global de Supervisió de la Salut s'està portant a terme en el GREC (Grup de Recerca en Enginyeria del Coneixement) i, per tant, cal considerar que en paral·lel s'estan realitzant altres projectes complementaris, com pot ser el disseny de sensors inercials sense fils i que, per tant, part del treball que aquí es descriu, probablement es realitzarà en col·laboració amb altres investigadors.

⁸ A l'Annex 3 apareix la mateixa figura amb una vista ampliada.

Capítol 9. Conclusions

Les principals finalitats d'aquest treball han estat dues, per una banda iniciar l'estudi d'utilització de sensors per l'anàlisi de la vida quotidiana de les persones (des de la cerca d'investigacions fins ara realitzades fins a la posada en marxa d'un sensor comercial) i, d'altra banda, demostrar la viabilitat de la utilització de sensors inercials més enllà de funcionalitats ja investigades com les caigudes i la despesa energètica, és a dir, la utilització d'aquest tipus de sensors per a la detecció de MLI (Moviments Laterals Involuntaris).

Cal remarcar doncs que s'ha fet un esforç per mostrar la utilitat i el futur de la supervisió de la salut de les persones. S'han analitzat altres estudis que s'han realitzat en aquest camp i s'ha apuntat l'evolució que probablement tindrà la utilització de sensors per la supervisió i detecció de les activitats de les persones.

Pel que fa l'algorisme presentat s'ha comprovat el seu funcionament per a la detecció de MLI mitjançant la realització d'assajos ubicant el sensor en diferents parts del cos i realitzant diferents moviments quotidians, especialment aquells moviments considerats especialment crítics, i intentant que s'aproximin als moviments reals de gent gran per, d'aquesta manera, validar la seva robustesa. És a dir, moltes vegades en persones grans el fet de seure en una cadira suposa un moviment menys controlat que en persones joves i, per tant, pot produir acceleracions molt més grans.

Els primers resultats són satisfactoris. De tota manera, tal i com s'explica en la previsió de treball futur, cal realitzar l'experiment en un tamany de mostra representatiu. Per valorar la fiabilitat de l'algorisme, tal i com s'ha assajat en aquest estudi, és interessant que l'algorisme no detecti falsos MLI en cas de realitzar accions habituals com seure a una cadira o a un sofà. Menys greu seria que el fet de caure generés un fals MLI, ja que de per sí, la utilitat de la detecció de MLI és tenir un signe avançat del deteriorament de la salut de les persones i, el fet de caure, és un signe evidentment de major importància. Seria més greu però que un moviment brusc generés una alarma de caiguda.

De tota manera cal recordar que existeixen estudis que asseguren la detecció de caigudes i altres accions de la vida quotidiana amb fiabilitats del 100%, per tant, tenint en compte que l'algorisme implementat únicament pretén la detecció de MLI, simplement caldria combinar l'algorisme desenvolupat amb d'altres existents. A més a més, altres estudis no es basen en el càlcul del jerk sinó en informació més directament generada pel sensor (acceleració o velocitat angular) i, per tant, la combinació dels dos, a priori, no seria incompatible.

També cal dir que els estudis realitzats s'han fet utilitzant un únic sensor i únicament basat en la detecció de llinars. Per tant, si tot i combinar l'algorisme implementat amb d'altres que utilitzin també llinars, però basats en acceleracions o velocitats els resultats

segueixen sense ser òptims existeixen més alternatives com, per exemple, utilitzar més sensors o implementar altres algorismes no només basats en la detecció de llindars.

Pel que fa la utilització de varis sensors, tal i com s'apunta en altres investigacions, la idea dels acceleròmetres és situar-los allà on es vol detectar el moviment. Per tant, és clar que el moviment de seure és fàcilment detectable situant sensors als angles de cames i braços i, tal i com es descriu en el treball futur, la idea és arribar a disposar d'una xarxa neuronal basada en UHI.

En cas d'implementar un algorisme basat en tècniques no basades en llindars, és important dir que el senyal de jerk resultant quan es realitzen tasques heterogènies varia més enllà de generar valors de llindars diferents. És a dir, el MLI genera un jerk similar a un impuls ja que es pot considerar una sotragada, en canvi, el fet de seure és un moviment lent i contingut en el temps, tot i que en el seu recorregut final hi hagi un impacte pel fet de no tenir un control total sobre el cos. Per tant, si quan s'ampliï l'estudi les solucions que es proposen en aquest treball no resulten suficients, és clar que hi ha altres possibilitats que poden aportar aquesta distinció entre tasques sense arribar a requerir de xarxes neuronals, per exemple, realitzant un anàlisi temporal o freqüencial del senyal.

Finalment, pel que fa el treball futur remarcar que s'ha descrit un treball realista en quant a la seva posada en pràctica perquè pretén ser el full de ruta per continuar amb la investigació en la implementació d'una arquitectura intel·ligent de supervisió de la salut.

Capítol 10. Referències

- [1] Bonato, P., "Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation," in *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2005.
- [2] Anderson, R. and Lyons, G.M., "Data logging technology in ambulatory medical instrumentation ", vol. 22, P. Measurement, Ed.: Institute of Physics Publishing, 2001.
- [3] Honeywell-International, "Accelerometer Frequently Asked Questions," 2003, [www.honeywell.com/sensotec]. Consultat el: 10/12/2008
- [4] Pàgina web Novacor Médica Ibérica, S.A., [www.novacor.es]. Consultat el:
- [5] Lawrence, Anthony, *Modern inertial technology: navigation, guidance, and control*, 2nd ed. New York: Springer, cop. , 1998.
- [6] Accelerometer Frequently Asked Questions, [www.honeywell.com/sensotec]. Consultat el:
- [7] Preliminary Technical Data ADXL001, [www.analog.com]. Consultat el:
- [8] Ollero-Baturone, Anibal, *Robótica: Manipuladores y robots móviles*. Barcelona: Marcombo, 2001.
- [9] New iMEMS Angular-Rate-Sensing Gyroscope, Consultat el:
- [10] Barkley Graham, Brian "Using an Accelerometer Sensor to Measure Human Hand Motion." Cambridge: Massachusetts Institute of Technology, 2000.
- [11] Preliminary Technical Data ADIS16365, [www.analog.com]. Consultat el:
- [12] Luinge, H.J., "Inertial Sensing of Human Movement." Enschede (Netherlands): Twente University Press, 2002.
- [13] Foxlin, E., "Inertial Head-Tracker Sensor Fusion by a Complementary Separate-Bias Kalman Filter. ," in *Proc. of VRAIS '96, IEEE*, 1996, pp. 185-194.
- [14] Bachmann, E. R., "Inertial and magnetic tracking of limb segment orientation for inserting humans in synthetic environments," vol. Doctor of Philosophy in Computer Science. Monterey, USA.: Naval postgraduate school, 2000.
- [15] Luinge, H. J. and Veltink, P.H. , "Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers," in *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, 273-282, 2005.

- [16] Roetenberg, D.;Luinge, H. J. and Veltink, P.H., "Inertial and magnetic sensing of human movement near ferromagnetic materials," in *IEEE*, 2003.
- [17] Bouten, C.V.C.;Koekkoek, K.T.M.;Verduin, M.;Kodde, R. and Janssen, J.D. , "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for theassessment of daily physical activity," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. Volume 44, Issue 3, 136-147, 1997.
- [18] Mathie, M.J.;Coster, A.C.;Novell, N.H. and Celler, B.G. , "Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement," in *Physiological Measurement*, vol. 25(2):R1-20, 2004.
- [19] Mathie, M.J.; Celler, B.G.; Lovell, N.H. & Coster, A.C.F., "Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer," in *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 42:679-687, 2004.
- [20] Sherrill, D.M.;Moy, M.L.;Reilly, J.J. and Bonato, P., "Using hierarchical clustering methods to classify motor activities of COPD patients from wearable sensor data," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, 2005.
- [21] Pàgina web Minisun, [<http://www.minisun.com/>]. Consultat el:
- [22] Ng, J.W.P.;Lo, B.P.L. ;Wells, O. ;Sloman, M. ;Toumazou, C.;Peters, N.;Darzi, A. and Yang, G.Z. , "Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and Implantable Sensors (UbiMon)," presented at Inc. Conj.' on Ubiquitous Computing (UbiComp), Sep 2004.
- [23] Chen, W.;Wei, D.;Cohen, M.;Ding, S.;Tokinoya, S. and Takeda, N., "Development of a Scalable Healthcare Monitoring Platform," presented at Proceedings of the Fourth International Conference on Computer and Information Technology (CIT'04), 2004.
- [24] Jovanov, E.;Milenkovic, A.;Otto, C. and de Groen, P.C., "A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation," in *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2005.
- [25] Otto, C.;Milenkovic, A.;Sanders, C. and Jovanov, E., "System Architecture of a Wireless Body Area Sensor Network for Ubiquitous Health Monitoring," *Journal of Mobile Multimedia*, vol. Vol. 1, No.4, pp. 307-326, 2006.
- [26] Milenkovic, A.;Otto, C. and Jovanov, E., "Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation," in *Elsevier, Computer Communications*, 2006.
- [27] Gao, T.;Pesto, C.;Selavo, L. ;Chen, Y.;Ko, J.G.;Lim, J.H.;Terzis, A.;Watt, A.;Jeng, J.;Chen, B.;Lorincz, K. and Welsh, M., "Wireless Medical Sensor Networks in Emergency Response: Implementation and Pilot Results," presented at IEEE Conference on Technologies for Homeland Security, Waltham, MA, 2008.
- [28] Karantonis, D.M.;Narayanan, M.R.;Mathie, M.;Lovell, N.H. and Celler, B.G., "Implementation of a Real-Time Human Movement Classifier Using a Triaxial Accelerometer for Ambulatory Monitoring," in *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 10, 2006, pp. 156-167.

- [29] Lee, S.W. and Mase, K., "Activity and Location Recognition Using Wearable Sensors," in *IEEE Pervasive Computing*, vol. 1, 2002, pp. 24-32.
- [30] Winters, J.M. and Wang, Y., "Wearable sensors and telerehabilitation," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 2003.
- [31] Sherrill, D.M.;Bonato, P.;Moy, M.L. and Reilly, J.J., "Accelerometer-based measurement of exercise and mobility for pulmonary rehabilitation," presented at Bioengineering Conference, 2004. Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast, 2004.
- [32] Sherrill, D.M.;Bonato, P. and De Luca, C.J. , "A neural network approach to monitor motor activities," presented at Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, 2002.
- [33] Nawab, S. H.;Roy, S. H. and De Luca, C. J, "Functional Activity Monitoring From Wearable Sensor Data," presented at Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004.
- [34] Angulo, C. and Téllez, R., "Generando un agente robótico autónomo a partir de la evolución de subagentes simples cooperativos," 2001, [<http://www.ouroboros.org/papers/paper3.pdf>]. Consultat el:
- [35] Angulo, C. and Téllez, R., "Distributed Intelligence for Smart Home Appliances," *Ubicomp04*, 2004.
- [36] Jovanov, E.;O'Donnell, A.;Raskovic, D.;Cox, P.G.;Adhami, R. and Andrasik, F., "Stress Monitoring Using a Distributed Wireless Intelligent Sensor System," in *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2003.
- [37] Wireless physiological sensors for ambulatory and implantable applications, [<http://www.ele.tut.fi/tule/index.htm>]. Consultat el:
- [38] Graichen, F.;Bergmann, G. and Rohlmann, A. , "Implantable telemetry system for measurement of hip joint force and temperature," presented at Biotelemetry 15: Proc. 15th Int. Symp. Biotelemetry, 2000.
- [39] Diorio, C. and Mavoori, J., "Computer electronics meet animal brains," in *IEEE Computer*, vol. 38, 2003, pp. 69-75.
- [40] "Pàgina web Given Imaging Ltd.."
- [41] Krauss, N.;Rabenstein, T.;Hahn, E.G. and Konturek, P., "Wireless capsule endoscopy -- beyond the frontiers of flexible gastrointestinalendoscopy," in *Med Sci Monit*, vol. 8, 2002, pp. 128-132.
- [42] Eliakim, R.;Fireman, Z.;Gralnek, I.M. and al., et, "Evaluation of the PillCam Colon capsule in the detection of colonic pathology: results of the first multicenter, prospective, comparative study," in *Endoscopy*, vol. 38, 2006, pp. 963-970.
- [43] Schoofs, N.;Deviere, J. and Van Gossum, A. , "PillCam colon capsule endoscopy compared with colonoscopy for colorectal tumor diagnosis: a prospective pilot study," in *Endoscopy*, vol. 38, 2006, pp. 971-977.

- [44] Sparks, D.;Trevino, J.;Massoud-Ansari, S. and Najafi, N., "An all-glass chip-scale MEMS package with variable cavity pressure," *Journal Of Micromechanics And Microengineering*, 2006.
- [45] Gibbs, P.T. and Asada, H.H., "Wearable Conductive Fiber Sensors for Multi-Axis Human Joint Angle Measurements," in *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2005.
- [46] Farrington, J.;Moore, A.J.;Tilbury, N. ;Church, J. and Biemond, P.D. , "Wearable Sensor Badge and Sensor Jacket for Context Awareness," presented at Proceedings of the 3rd IEEE International Symposium on Wearable Computers Washington, DC, USA, 1999.
- [47] Mattmann, C.;Amft, O.;Harms, H.;Troster, G. and Clemens, F., "Recognizing Upper Body Postures using Textile Strain Sensors," presented at 11th IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2007.
- [48] Pàgina web Sensatex, [<http://www.sensatex.com/>]. Consultat el:
- [49] Pàgina web Phillips, [<http://www.research.philips.com/technologies/healthcare/homehc/heartcycle/heartcycle-gen.html>]. Consultat el:
- [50] Pàgina web de MyHeart Project, [<http://www.hitech-projects.com/euprojects/myheart/home.html>]. Consultat el:
- [51] Aleksandrowicz, A. and Leonhardt, S., "Wireless and Non-contact ECG Measurement System – the "Aachen SmartChair"," in *Acta Polytechnica*, vol. 47 2007.
- [52] Pàgina web de Fraunhofer-Gesellschaft, [<http://www.fraunhofer.de/EN/>]. Consultat el:
- [53] B.V., Xsens Technologies, "MTi and MTx User Manual and Tech. Doc.," 2007.
- [54] Bourke, A.K.;O'Brien, J.V. and Lyons, G.M., "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm," in *Gait & Posture*,, vol. 26, 2007, pp. 194-199.
- [55] Bourke, A.K. and Lyons, G.M., "A threshold-based fall-detection algorithm using a bi-axial gyroscope sensor," in *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, 2008, pp. 84-90.
- [56] Al-Ali, A. R. and AL-Rousan, M., "Java-Based Home Automation System," in *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol. 50, 2004.
- [57] "Pàgina web de Continua Health Alliance."
- [58] Gómez, F. and Miikkulainen, R., "Incremental evolution of complex general behavior," Department of Computer Sciences, University of Texas, Austin 1996.
- [59] Gómez, F. and Miikkulainen, R., "Solving non-markovian control tasks with neuroevolution," presented at Proceedings of the 16th International Joint Conference on Artificial Intelligence, Denver, 1999.

[60] B.V., Xsens Technologies, "MT Software Development Kit Doc.," 2007.

ANNEXES

Annex 1 – Glossari

ACC: *Accelerometer*

ANN: *Artificial Neural Network*

API: *Application Programming Interface*

DSP: *Digital Signal Processor*

ECG o EKG: Electrocardiograma

EE: *Energy Expenditure*

EEG: Electroencefalograma

EMG: Electromiografia

ESP: *Enforced Sub Populations*

GPS: *Global Positioning System*

IHU: *Intelligent Hardware Unit* (també UIH)

IMA: *Summation of the time Integrals of the Moduli of Accelerometer*

IMU: *Inertial Measurement Unit*

NE: Neuro-evolució

PAN: *Personal Area Network*

PDA: *Personal Digital Assistant*

RFID: Identificació per Radio Freqüència

SDK: *Software Development Kit*

SMS: *Short Message Service*

TIC: Tecnologies de la Informació i la Comunicació

UIH: Unitat Hardware Independent (també IHU)

USB: *Universal Serial Bus*

Annex 2 – Principals funcions MT9

Function name	Argument(s)	Argument(s) values(s)	Purpose	Default
MT_SetOutputMode	short	0 – Quaternion 1 – Euler 2 – Rotation Matrix	Set type of orientation output	0 – Quaternion
MT_SetCalibratedOutput	short	0 – Disabled 1 – Enabled	Set if calibrated sensor data is required	0 – Disabled
MT_SetCOMport	short int	1 – 255 57600, 115200, 230400, 460800 or 921600	Set COM port number of attached MT	1
MT_SetTimeout	short	1 – 120	Set timeout period before an error is returned during processing.	3
MT_SetFilterSettings	float short float	Gain: >0.01 – 50.0 Correction Interval: 1 – 100 Rho: 0.1 – 10.0 and 0.0	Set filter gain, correction interval and weighting factor	1.0 1 1.0
MT_SetDoAMD	short	0 – Disabled 1 – Enabled	Set use of adaptive filter	0 – Disabled
MT_GetOrientationData	short* VARIANT*	Pointer to short containing return value 0 – No new data calculated (No Error) 1 – New data available 2 – No data on COM port 3 – No device ID received from sensor 4 – Incomplete data received (Connection lost) 5 – Checksum error in data from sensor 6 – COM port could not be opened 7 – XMU file with calibration data could not be read Pointer to VARIANT array containing orientation data	Check for new orientation data and get pointer to this data	-
MT_GetCalibratedData	short* VARIANT*	Pointer to short containing return value 0 – No new data calculated (No Error) 1 – New data available 2 – No data on COM port 3 – No device ID received from sensor 4 – Incomplete data received (Connection lost) 5 – Checksum error in data from sensor 6 – COM port could not be opened 7 – XMU file with calibration data could not be read Pointer to VARIANT array containing calibrated sensor data	Check for new calibrated sensor data and get pointer to this data	-
MT_GetFilterSettings	float short float	>0.01 – 50.0 >0 – <100 >0.1 – <10.0 and 0.0	Get filter gain, correction interval and weighting factor	-
MT_StartProcess	-	-	Starts processing of MT data by the COM object	-
MT_StopProcess	-	-	Stops processing of MT data by the COM object	-
MT_ResetOrientation	short short	0 – Heading 1 – Global 2 – Object 3 – Align 0 – Do not save 1 – Save	Reset object. See Technical Documentation. Save Reset values after MT_StopProcess	0 – No save
MT_OrientationChanged	-	-	Local Function to receive events from COM object	-

Taula 6. Principals Funcions MT-9 [60]

Annex 3 – Planificació (vista ampliada)

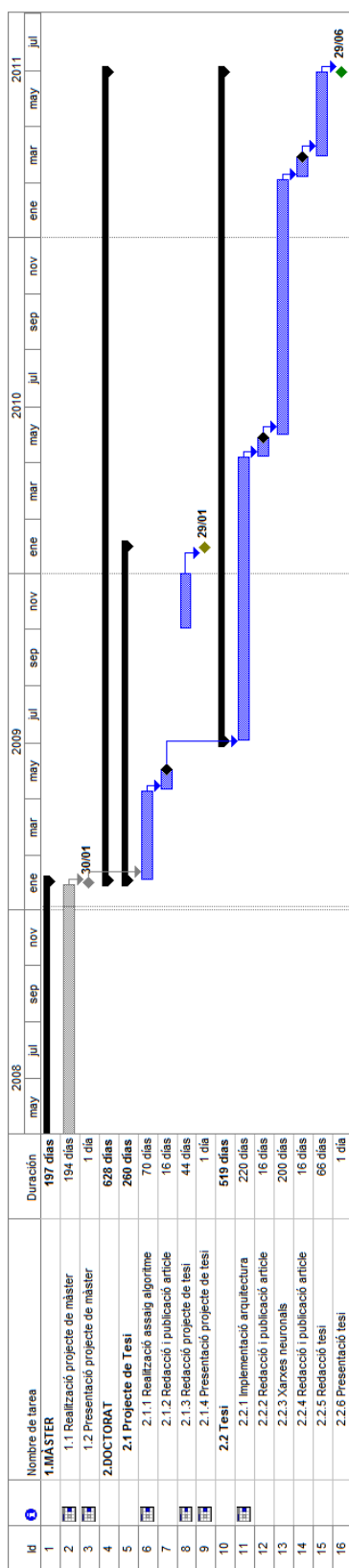


Figura 39. Planificació futura (vista ampliada)

Annex 4 – Codis programari

A4.1 FRealtimeDataEE.m

```
function FRealtimeDataEE(varargin)

%% MT_DisplayRealtimeData(varargin);
%
% Real-time display of calibrated data, derivative acceleration calculus
% and Energy Expenditure estimation EE)
%
% varargin: Input arguments
% 1. COM-port [integer] to which MT is connected (default = 25 , i.e.
COM25)
% 2. Display mode [string], choose to view:
% 'caldata' Calibrated inertial and magnetic data (default)
% 'euler' Orientation output in Euler-angles (see Tech Doc for definition)
% 'quat' Orientation output in Quaternions
% 'matrix' Orientation output in rotation Matrix format
% 3. zoom-level, [1=12 s chart, 2=8 s chart (default), 3=4 s chart]
% 4. update rate, [1=slow, 2=medium (default), 3=fast]
%
% example function call:
% "MT_DisplayRealtimeData(25,'caldata',2,3)"
%
% Press key on keyboard while running:
%
% Calibrated Inertial and magnetic data MODE:
% "Q" = Quit
% "P" = Pause/Start real-time plot
% "Z" = Toggle Zoom in/out
% "A" = View only accelerometer data
% "B" = View accelerometer data and derivative of acceleration
% "G" = View only rate gyro data
% "M" = View only magnetometer data
% "D" = View all MTi / MTx data (default)
%
% Orientation data output MODE:
% "Q" = Quit
% "P" = Pause/Start real-time plot
% "R" = Reset reference orientation (refer to Tech Doc for details)
% "Z" = Zoom in/out (not applicable for Matrix output mode)
% (it is not possible to switch orientation output mode during run-time)
%
% Xsens Technologies B.V., 2002-2007 v.2.8.4
% GVS 20/12/2008 Modified

% Check to see if number of input arguments is correct
if nargin>4,
    error('too many input arguments')
```

```
end

% set default values if needed
defaultValues={25,'caldata',2,1.0,1,1.0};
nonemptyIdx=~cellfun('isempty',varargin);
defaultValues(nonemptyIdx)=varargin(nonemptyIdx);
[COMport,DisplayMode,zoom_level_setting,filterSettings_gain,...
    filterSettings_corr,filterSettings_weight]=deal(defaultValues{:});

% set up MTObj
h=actxserver('MotionTracker.FilterComponent');

St=input(['Durant quants minuts vols realitzar el test? <1 Minut>'],'s');
if isempty(St)
    TotalMinutsTest = 1;
else
    TotalMinutsTest = str2num(St);
end

reply = input('El sensor està situat en el cos de la persona? Y/N [Y]: ','s');
if isempty(reply)
    reply = 'Y';
end
if reply == 'Y'
    LimitDerax=200;
    LimitDeray=50;
    LimitDeraz=100;
else
    LimitDerax=2000;
    LimitDeray=2000;
    LimitDeraz=2000;
end

end

try
    % use try-catch to avoid the need to shutdown MATLAB if m-function
    % fails (e.g. during debugging)
    % This is needed because MATLAB does not properly release COM-objects
    % when
    % the m-function fails/crashes and the object is not explicitly
    % released with "delete(h)"

    % call MT_SetCOMPort is required, unless using COM 1
    h.MT_SetCOMPort(COMport);

    % request the Sample Frequency (update rate) of the MTi or MTx
    SF = h.MT_GetMotionTrackerSampleFrequency;

    % call MT_SetFilterSettings is optional

h.MT_SetFilterSettings(filterSettings_gain,filterSettings_corr,filterSettings_weight);

% init figure plotting variables
% set time scale zoom level
zoom_levels=[12*SF,8*SF,4*SF]; % in seconds
zoom_level=zoom_levels(zoom_level_setting);
OldFigureUserData = [0 0 0]; status = 0; last_t=0;
```

```
% default vertical zoom
YLims = [-22 22; -1200 1200; -1.8 1.8; -1 1];
YLimsPerso = [-22 22; -22 22; -22 22; -1 1];
ResetFigure =1; first_time=1;
% create figure
% NOTE, the releasing of MTObj is done in the Figure Close Request
function
% "mt_figure_close"
[f_handle, p_handle] = mt_create_figure(OldFigureUserData(3), -1 ,h,
YLims, SF,...
    zoom_level, OldFigureUserData);

% choose what data to ask from MTObj
if strcmp(DisplayMode,'caldata')
    Channels = 10;
    % request calibrated inertial and magnetic data
    h.MT_SetCalibratedOutput(1);
    % set figure UserData to appropriate values (format:
    % [MT_being_plotted, Zoom, PlotType])
    set(f_handle,'UserData', [0 0 0])
elseif strcmp(DisplayMode,'euler')
    Channels = 3;
    % request orientation data in Euler-angles
    h.MT_SetOutputMode(1);
    % set figure UserData to appropriate values (format:
    % [MT_being_plotted, Zoom, PlotType])
    set(f_handle,'UserData', [0 0 4])
elseif strcmp(DisplayMode,'quat')
    Channels = 4;
    % request orientation data in quaternions
    h.MT_SetOutputMode(0);
    % set figure UserData to appropriate values (format:
    % [MT_being_plotted, Zoom, PlotType])
    set(f_handle,'UserData', [0 0 5])
elseif strcmp(DisplayMode,'matrix')
    Channels = 9;
    % request orientation data in DCM rotation matrix
    h.MT_SetOutputMode(2);
    % set figure UserData to appropriate values (format:
    % [MT_being_plotted, Zoom, PlotType])
    set(f_handle,'UserData', [0 0 6])
else
    disp('unkown mode....stopping, check variable "Channels"!')
    % clean up, release MTObj
    delete(h);
    clear h;
end

%%% gvs// Init var
%clear global
global d Totd MatDer;
Fm=100;
MinutsTest=1;
%Tota la matriu d'entrada del sensor

%Totd=zeros(60*TotalMinutsTest*Fm,Channels);

Totd=zeros(1,Channels);
%Punter matriu Totd
```

```
Totdi=1;
%Matriu de les acceleracions
IntG=zeros(1,3);
%Matriu Integral dels Mòduls de les Acceleracions
IMA=zeros(1,TotalMinutsTest);
%Punter matriu IMA
IMAi=1;
%Matriu derivades
MatDer=zeros(1,4);
LastMatDer=zeros(1,4);
%Punter matriu derivades
Deri=1;
%Matriu de MLI (Moviments Laterals Involuntaris):
%format=[SimulationTime, year, month, day, hour, minute, seconds]
MLITemps=[0 fix(clock)];
MLIValors=[0 0 0 0];
%Comptador de moviments involuntaris
ComptMovInv=1;

h.MT_SetMotionTrackerSampleFrequency(Fm)
h.MT_SetTimeStampOutput(1)

%%%%% gvs//

% That's it!
% MTObj is ready to start processing the data stream from the MTi or
MTx
h.MT_StartProcess; % start processing data

% init data variable
% Channels=10 en el cas de caldata
d=zeros(1,Channels);
last_d = d;
while ishandle(f_handle) && ishandle(h), % check if all objects are
alive
    if status ~= 0,
        last_d=d(end,:);
    end

    % retrieve data from MTObj object
    [d,status,N]=MT_get_data(h, Channels);

    % Now the data is available! The rest of the code is only to
    % display the data and to make it look nice and smooth on
display....

    if status==1, % default mode...

        % retrieve values from figure
        CurrentFigureUserData = get(f_handle,'UserData');

        if ResetFigure ==1, % check if figure should be reset
            last_t=0; % wrap plot around
            figureUserData = get(f_handle,'UserData');
            % call local function to (re)setup figure
            [f_handle, p_handle] =
mt_create_figure(CurrentFigureUserData(3),...
```

```
        f_handle,h, YLims, SF, zoom_level, figureUserData);
    ResetFigure = 0;
end

% create timebase
t=[last_t:last_t+N]./SF;
last_t=last_t+N;

% check if figures should be reset
if any(CurrentFigureUserData ~= OldFigureUserData),
    % check if figure UserData changed by KeyPress
    ResetFigure = 1; % make sure plot is reset
    first_time = 1; % re-initialize zoom levels too
elseif last_t>zoom_level || first_time==1
    ResetFigure = 1; % make sure plot is reset
    first_time = 0;
    YLims = mt_plot_data(d, last_d, t,
CurrentFigureUserData,...
        p_handle,MatDer, LastMatDer);
else % other wise --> plot
    % plot the data using a local funtion
    YLims = mt_plot_data(d, last_d, t,
CurrentFigureUserData,...
        p_handle, MatDer, LastMatDer);
end

OldFigureUserData = CurrentFigureUserData;

%%% gvs//
%%%%%%%%ESTIMATE EE%%%%%%%%

d(end,1)
Totd(Totdi,:)=d(1,:);
ax=d(2);
ay=d(3);
az=d(4);
Totdi=Totdi+1;
%Càlcul de les derivades
if Totdi>3
    dax=(Totd(Totdi-1,2)-Totd(Totdi-2,2))/(Totd(Totdi-1,1)-
Totd(Totdi-2,1));
    day=(Totd(Totdi-1,3)-Totd(Totdi-2,3))/(Totd(Totdi-1,1)-
Totd(Totdi-2,1));
    daz=(Totd(Totdi-1,4)-Totd(Totdi-2,4))/(Totd(Totdi-1,1)-
Totd(Totdi-2,1));
    if abs(dax)>LimitDerax && abs(day)>LimitDeray &&
abs(daz)>LimitDeraz
        disp('-----')
        disp('Atenció!!! Acaba de succeir un moviment lateral
involuntari!!!')
        disp(ComptMovInv)
        MLITemps=[MLITemps;d(end,1),fix( clock)];
        MLIValors=[MLIValors;d(end,1),dax,day,daz];
        disp('-----')
        if abs(dax)> abs(day) && abs(dax)>LimitDerax &&
reply=='Y'
            %disp('En realitat era un salt!')
        end
        disp('Temps:')
    end
end
```

```
disp(d(end,1))
disp('dax:')
disp(dax)
disp('day:')
disp(day)
disp('daz:')
disp(daz)
ComptMovInv=ComptMovInv+1;
end
if Deri==1
    MatDer=[d(end,1) dax day daz];
else
    MatDer=[MatDer; d(end,1) dax day daz];
end
LastMatDer=MatDer(end,:);
Deri=Deri+1;

end

%Càlcul de les integrals per cada mostreig pel càlcul d'EE
IntG(1)=abs(d(2))+IntG(1);
IntG(2)=abs(d(3))+IntG(2);
IntG(3)=abs(d(4))+IntG(3);

if Totd(end,1) >= 60*MinutsTest
    disp('Minuts de procés:');
    MinutsTest
    IMA(1,IMAi)=IntG(1)+IntG(2)+IntG(3);
    if TotalMinutsTest==MinutsTest
        disp('Procés finalitzat...presentació de resultats')
        IntG
        IMA
        MLIValors
        %Finestra temporal a MLI de 3 segons
        [M,N] = size(MLITemps);
        for r=2:M
            if r==2
                MLITempsDef=MLITemps(r,:);
                MLIValorsDef=MLIValors(r,:);
                MLIValorsDefPunter=1;
                FinestraMLI=MLITemps(r,1);
            else
                if MLITemps(r,1)>FinestraMLI+3
                    MLITempsDef=[MLITempsDef;MLITemps(r,:)];
                    MLIValorsDef=[MLIValorsDef;MLIValors(r,:)];
                    FinestraMLI=MLITemps(r,1);
                    MLIValorsDefPunter=MLIValorsDefPunter+1;
                else
                    %Guardem a les matrius el moment en que s'ha
                    %produït el valor més alt (sobretot per una
                    %qüestió visual de representació)
                    if abs(MLIValors(r,2))> ...
                        abs(MLIValorsDef(MLIValorsDefPunter,2))
                    MLIValorsDef(MLIValorsDefPunter,:)=MLIValors(r,:);
                end
            end
        end
    end
end
```

```
if ComptMovInv>2 %si s'han produït MLI
MLITempsDef
MLIValorsDef
end
meanIMAtot=mean(IMA)
figure('Name','IMA','NumberTitle','off')
bar(IMA)
hold on
plot ([0:0.01:IMAi+1],meanIMAtot,'r')
pause(0.2)

figure('Name',...
      'Derivades de les acceleracions ...(separades)'
,....
      'NumberTitle','off');
subplot(3,1,1), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,2), 'b',...
Totd(:,1),Totd(:,2), 'r',Totd(:,1),LimitDerax,'c',...
      Totd(:,1),-LimitDerax,'c'), title('ax i derax'),...
      grid on
subplot(3,1,2), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,3), 'b',...
Totd(:,1),Totd(:,3), 'r',Totd(:,1),LimitDeray,'c',...
      Totd(:,1),-LimitDeray,'c'), title('ay i deray'),...
      grid on
if ComptMovInv>2 %si s'han produït MLI
hold on
plot(MLIValorsDef(:,1),MLIValorsDef(:,3),'--ws',...
      'LineWidth',1,...
      'MarkerEdgeColor','k',...
      'MarkerFaceColor','g',...
      'MarkerSize',10)
end
subplot(3,1,3), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,4), 'b', ...
Totd(:,1),Totd(:,4), 'r',Totd(:,1),LimitDeraz,'c',...
      Totd(:,1),-LimitDeraz,'c'), title('az i deraz'),
grid on

%figure('Name','Derivades de les acceleracions-Temps
real','NumberTitle','off')
%plot
(MatDer(:,1),MatDer(:,2),'r',MatDer(:,1),MatDer(:,3),'b'
,MatDer(:,1),MatDer(:,4),'c' )
%hold on
%plot(MLIValorsDef(:,1),MLIValorsDef(:,2),'--
rs','LineWidth',2,...
%   'MarkerEdgeColor','k',...
%   'MarkerFaceColor','g',...
%   'MarkerSize',10)
%plotDer=legend('der_x','der_y', 'der_z',3);
%set(plotDer,'Interpreter','none')

Derax=max(abs((MatDer(:,2))));
Deray=max(abs((MatDer(:,3))));
Deraz=max(abs((MatDer(:,4))));
figure(f_handle)
close(f_handle)
```



```
        end
        MinutsTest=MinutsTest+1;
        IMAi=IMAi+1;
        IntG=[0 0 0];
    end

    elseif status>1,
        % MTObj not correctly configured, stopping
        [str_out]=MT_return_error(status);
        disp(str_out);
        disp('MTObj not correctly configured, stopping....');
        break
    end % if

end % while

% release MTObj is done on figure close...not here
if ishandle(f_handle), % check to make sure figure is not already gone
    close(f_handle)
end

catch %try catch for debugging
    % make sure MTObj is released even on error
    h.MT_StopProcess;
    delete(h);
    clear h;
    % display some information for tracing errors
    disp('Error was caught by try-catch....MTobj released')
    crashInfo = lasterror; % retrieve last error message from MATLAB
    disp('Line:')
    crashInfo.stack.line
    disp('Name:')
    crashInfo.stack.name
    disp('File:')
    crashInfo.stack.file
    rethrow(lasterror)
end
% -----
% end of function MT_DisplayRealtimeData(varargin);

%% -----
-
% LOCAL FUNCTIONS
% -----

function [f_handle, p_handle] = mt_create_figure...
    (type, f_handle, h, YLims,SF, zoom_level, figureUserData)

% local function to create the figure for real time plotting of data.
% accepts plot type information for custom plots
%
% if figure does not yet exist enter -1 in figure_handle input

if ~ishandle(f_handle),
    % create figure
```

```
f_handle = figure('Name','Real-time display MTx
data','NumberTitle','off');
end

fontSizeUsed = 12;
axisName = {'X' 'Y' 'Z'};
eulerName = {'Roll' 'Pitch' 'Yaw'};
quatName = {'img w q_0' 'x q_1' 'y q_2' 'z q_3'};

% init
p_handle = zeros(9); a_handle = zeros(9);

switch type
    case 0% calibrated inertial and magnetic data(default)

        for i=1:9,
            subplot(3,3,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');
            a_handle(i) = gca;
            axis(a_handle(i),[0 (zoom_level+1)./SF YLims(mod(i-1,3)+1,:)]);
            grid on;
        end
        tlh = title(a_handle(1),['ACC [m/s^2] (A)']);
        set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
        xlh = xlabel(a_handle(7),'time [s]');
        ylh = ylabel(a_handle(1),'X_S');
        tlh = title(a_handle(2),['Gyro [deg/s] (G)']);
        set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
        xlh = xlabel(a_handle(8),'time [s]');
        ylh = ylabel(a_handle(4),'Y_S');
        tlh = title(a_handle(3),['Magnetometer [a.u.] (M)']);
        set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
        xlh = xlabel(a_handle(9),'time [s]');
        ylh = ylabel(a_handle(7),'Z_S');

    case 1 %'acc' (only accelerometer)
        for i=1:3,
            subplot(3,1,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');
            a_handle(i) = gca;
            axis(a_handle(i),[0 (zoom_level+1)./SF YLims(i,:)]); grid on;
            ylh = ylabel(a_handle(i),[axisName{i} '_S acceleration
[m/s^2]']);
            set(ylh,'FontSize',fontSizeUsed-1);
        end
        tlh = title(a_handle(1),['Accelerometer data']);
        set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
        xlh = xlabel('time [s]'); set(xlh,'FontSize',fontSizeUsed);

    case 2 % 'gyr' (only gyroscopes)
        for i=1:3,
            subplot(3,1,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');
            a_handle(i) = gca;
            axis(a_handle(i),[0 (zoom_level+1)./SF YLims(i,:)]); grid on;
            ylh = ylabel(a_handle(i),[axisName(i) '_S angular rate
[deg/s]']);
            set(ylh,'FontSize',fontSizeUsed-1);
        end
        tlh = title(a_handle(1),['Rate gyroscope data']);
        set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
        xlh = xlabel('time [s]'); set(xlh,'FontSize',fontSizeUsed);
```

```
case 3 % 'mag' (only magnetometers)
    for i=1:3,
        subplot(3,1,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');
        a_handle(i) = gca;
        axis(a_handle(i),[0 (zoom_level+1)./SF YLims(i,:)]); grid on;
        ylh = ylabel(a_handle(i),[axisName(i) '_S magnetometer
[a.u.]']);
        set(ylh,'FontSize',fontSizeUsed-1);
    end
    tlh = title(a_handle(1),['Magnetometer data']);
set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
    xlh = xlabel('time [s]'); set(xlh,'FontSize',fontSizeUsed);

case 4 % Euler angles
    for i=1:3,
        subplot(3,1,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');
        a_handle(i) = gca;
        axis(a_handle(i),[0 (zoom_level+1)./SF YLims(i,:)]); grid on;
        ylh = ylabel(a_handle(i),[eulerName(i) ' [deg]']);
        set(ylh,'FontSize',fontSizeUsed-1);
    end
    tlh = title(a_handle(1),['Euler angle orientation data']);
    set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
    xlh = xlabel('time [s]'); set(xlh,'FontSize',fontSizeUsed);

    if figureUserData(2)==0, % try to get nice scales on graphs
        set(a_handle(1),'ytick',[-180:45:180]);
        set(a_handle(2),'ytick',[-90:45:90]);
        set(a_handle(3),'ytick',[-180:45:180]);
    elseif figureUserData==1,
        set(a_handle(1),'ytick',[-180:2:180]);
        set(a_handle(2),'ytick',[-90:2:90]);
        set(a_handle(3),'ytick',[-180:2:180]);
    end

case 5 % Quaternion
    for i=1:4,
        subplot(4,1,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');
        a_handle(i) = gca;
        axis(a_handle(i),[0 (zoom_level+1)./SF YLims(i,:)]); grid on;
        ylh = ylabel(a_handle(i),quatName(i));
        set(ylh,'FontSize',fontSizeUsed-1);
    end
    tlh = title(a_handle(1),['Quaternion orientation data q_G_S']);
    set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed);
    xlh = xlabel('time [s]'); set(xlh,'FontSize',fontSizeUsed);

case 6 % DCM rotation matrix
    p_handle(1)=surf(zeros(4,4),'EraseMode','none'); a_handle(1) =
gca;
    tlh = title(['Rotation Matrix Output R_G_S - MTi / MTx']);...
    set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed,'Color','white');
    axis ij;
    xlh = xlabel('cols'); ylh_1 = ylabel('rows');
    % set(f_handle,'Renderer','OpenGL'); % Use OpenGL renderer for
smoother plotting
    set(f_handle,'Color','black','Colormap',colormap(hsv));
    view(2); shading flat;
```

```
set(a_handle(1), 'CLim', [-1 1]); cbh = colorbar('vert'); ...
set(cbh, 'YColor', 'white')

%%%%%%%%%%
%gvs
%%%%%%%%%%
case 7% calibrated a and der acc and int acc

for i=1:9,
    if i ==1 | i== 4 | i==7
        subplot(3,3,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');...
        a_handle(i) = gca; ...
        axis(a_handle(i),[0 (zoom_level+1)./SF YLims(1,:)]);
    else
        subplot(3,3,i), p_handle(i)=plot(0,0,'EraseMode','none');...
        a_handle(i) = gca;
    end
end
grid on;
end
tlh = title(a_handle(1),['ACC [m/s^2] ']); ...
set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed); ...
xlh = xlabel(a_handle(7),'time [s]');...
ylh = ylabel(a_handle(1),'X_S');
tlh = title(a_handle(2),['DER ACC']); ...
set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed); ...
xlh = xlabel(a_handle(8),'time [s]'); ...
ylh = ylabel(a_handle(4),'Y_S');
tlh = title(a_handle(3),['INT ACC']); ...
set(tlh,'FontSize',fontSizeUsed); ...
xlh = xlabel(a_handle(9),'time [s]'); ...
ylh = ylabel(a_handle(7),'Z_S');

end

set(f_handle, 'CloseRequestFcn', {@mt_figure_close,h,f_handle});
set(f_handle, 'KeyPressFcn', {@mt_figure_keypress,h,f_handle});
set(f_handle, 'UserData', figureUserData);
% -----
% end of function

%% -----
-
function mt_figure_keypress(obj, eventdata, h, f_handle)

% local function to handle KeyPress events on figure.
% Is used to (P)ause plot, (Z)oom in/out, (D)efault display,
% (A)ccelerometer only, rate (G)yro only, (M)agnetometer only
%
% invoked when a key is pressed when figure is in focus

in_key=lower(get(f_handle, 'CurrentCharacter'));
tmp = get(f_handle, 'UserData');

switch in_key
    case 'p' % pause to view graph
        disp('Paused, press any key to continue...')
```

```
        pause(0.2);% introduce a slight break, because otherwise 1
        keystroke is recorded as multiple
        figure(f_handle);% raise figure to foreground
        pause; % wait for next key stroke

        case 'z' % toggle zoom mode
            pause(0.2)
            figure(f_handle)
            if tmp(2) == 0, % check zoom level
                set(f_handle, 'UserData', [tmp(1) 1 tmp(3)]); % toggle to next
zoom mode
            else
                set(f_handle, 'UserData', [tmp(1) 0 tmp(3)]); % toggle to default
zoom mode
            end

        case 'r' % reset orientation
            disp('Resetting heading orientation (boresight)...')
            pause(0.2);% introduce a slight break, because otherwise 1
        keystroke is recorded as multiple
            figure(f_handle);% raise figure to foreground
            MT_ResetOrientation(h,0,0); % default reset type 0 = heading, do
not save to MTS = 0 (second parameter)

        case 'a'
            disp('Switching to display only 3D accelerometer data stream...')
            pause(0.2)
            figure(f_handle)
            set(f_handle, 'UserData', [tmp(1:2) 1]); % set to accelerometer mode

            %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
            %gvs
        case 'b'
            disp('Switching to display accelerometer, dera, Inta data stream...')
            pause(0.2)
            figure(f_handle)
            set(f_handle, 'UserData', [tmp(1:2) 7]); % set to a/da/inta mode
            %gvs
            %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
        case 'g'
            disp('Switching to display only 3D rate gyroscope data stream...')
            pause(0.2)
            figure(f_handle)
            set(f_handle, 'UserData', [tmp(1:2) 2]); % set to gyro mode

        case 'm'
            disp('Switching to display only 3D magnetometer data stream...')
            pause(0.2)
            figure(f_handle)
            set(f_handle, 'UserData', [tmp(1:2) 3]); % set to mag mode

        case 'd'
            disp('Switching the default display mode, all 9 data streams...')
            pause(0.2)
            figure(f_handle)
            set(f_handle, 'UserData', [tmp(1:2) 0]); % set to default mode

        case 'q'
            disp('Quitting demo MT_DisplayRealtimeData...')
```

```
    pause(0.2)
    figure(f_handle)
    close(f_handle)

    otherwise
        disp('Unknown command option....displaying help data')
        disp(' ')
        eval('help MT_DisplayRealtimeData')

end

if ishandle(f_handle) % needed to check if figure exists (using Q to quit)
    if tmp(3)>3 && tmp(3) < 7 ,% If in Orientation output mode, IGNORE any
change in PlotMode!!!
        tmp_new = get(f_handle,'UserData');
        set(f_handle,'UserData',[tmp_new(1:2) tmp(3)]);
    end

    % reset CurrentCharater to no value...
    set(f_handle,'CurrentCharacter',' ');
end
% -----
% end of function

%% -----
-
function YLims = mt_plot_data(d, last_d, t, CurrentFigureUserData,
p_handle, MatDer, LastMatDer)

% local function to plot the data using "low-level" set fucntions for
smooth plotting

%j=1, en cas que primera fila de d sigui el temps (si
%h.MT_SetTimeStampOutput(1)), sinó j=0

j=1;

switch CurrentFigureUserData(3) % check plot type
    case 0 %default

        if CurrentFigureUserData(2), % check if zoomed
            band = [0.8 50 0.1]; % define zoom range
            YLims = [min(d(1,1+j:3+j))-band(1)
max(d(1,1+j:3+j))+band(1);...
min(d(1,4+j:6+j)./pi.*180)-band(2) ...
max(d(1,4+j:6+j)./pi.*180)+band(2);...
min(d(1,7+j:9+j))-band(3) max(d(1,7+j:9+j))+band(3)];
        else % default values of zoom (full range of MT9)
            YLims = [-22 22; -1200 1200; -1.8 1.8];
        end

        % plot the data
        set(p_handle(1),'XData',t,'YData',[last_d(1,1+j) d(:,1+j)'],...
'Color','b','LineWidth',2)
        set(p_handle(4),'XData',t,'YData',[last_d(1,2+j) d(:,2+j)'],...
'Color','g','LineWidth',2)
        set(p_handle(7),'XData',t,'YData',[last_d(1,3+j) d(:,3+j)'],...
```

```
        'Color','r','LineWidth',2)

% convert the rate of turn data to deg/s instead of rad/s
set(p_handle(2),'XData',t,'YData',([last_d(1,4+j) d(:,4+j)']))./pi.*180,'Color','b','LineWidth',2)
set(p_handle(5),'XData',t,'YData',([last_d(1,5+j) d(:,5+j)']))./pi.*180,'Color','g','LineWidth',2)
set(p_handle(8),'XData',t,'YData',([last_d(1,6+j) d(:,6+j)']))./pi.*180,'Color','r','LineWidth',2)

set(p_handle(3),'XData',t,'YData',[last_d(1,7+j) d(:,7+j)'],...
    'Color','b','LineWidth',2)
set(p_handle(6),'XData',t,'YData',[last_d(1,8+j) d(:,8+j)'],...
    'Color','g','LineWidth',2)
set(p_handle(9),'XData',t,'YData',[last_d(1,9+j) d(:,9+j)'],...
    'Color','r','LineWidth',2)

case 1 % Only accelerometer

    if CurrentFigureUserData(2), % check if zoomed
        band = 0.8; % define zoom range (in m/s2)
        YLims = [min(d(:,1+j))-band max(d(:,1+j))+band; ...
            min(d(:,2+j))-band max(d(:,2+j))+band; ...
            min(d(:,3+j))-band max(d(:,3+j))+band];
    else % default values of zoom (full range of MT9)
        YLims = [-25 25; -25 25; -25 25];
    end

    % plot the data
    set(p_handle(1),'XData',t,'YData',[last_d(1,1+j) d(:,1+j)'],...
        'Color','b','LineWidth',2)
    set(p_handle(2),'XData',t,'YData',[last_d(1,2+j) d(:,2+j)'],...
        'Color','g','LineWidth',2)
    set(p_handle(3),'XData',t,'YData',([last_d(1,3+j) d(:,3+j)']))./pi.*180,'Color','r','LineWidth',2)

case 2 % Only rate gyros

    if CurrentFigureUserData(2), % check if zoomed
        band = 50; % define zoom range (in deg/s)
        YLims=[min(d(:,4+j)./pi.*180)-band
max(d(:,4+j)./pi.*180)+band;...
            min(d(:,5+j)./pi.*180)-band max(d(:,5+j)./pi.*180)+band;...
            min(d(:,6+j)./pi.*180)-band max(d(:,6+j)./pi.*180)+band];
    else % default values of zoom (full range of MT9)
        YLims = [-1200 1200; -1200 1200; -1200 1200];
    end

    % plot the data
    set(p_handle(1),'XData',t,'YData',...
        ([last_d(1,4+j) d(:,4+j)']))./pi.*180,'Color','b','LineWidth',2)
    set(p_handle(2),'XData',t,'YData',...
        ([last_d(1,5+j) d(:,5+j)']))./pi.*180,'Color','g','LineWidth',2)
    set(p_handle(3),'XData',t,'YData',...
        ([last_d(1,6+j) d(:,6+j)']))./pi.*180,'Color','r','LineWidth',2)

case 3 % Only magnetometers

    if CurrentFigureUserData(2), % check if zoomed
```

```
band = 0.1; % define zoom range (in a.u.)
YLims = [min(d(:,7+j))-band max(d(:,7+j))+band; ...
         min(d(:,8+j))-band max(d(:,8+j))+band; ...
         min(d(:,9+j))-band max(d(:,9+j))+band];
else % default values of zoom (full range of MT9)
    YLims = [-2.5 2.5; -2.5 2.5; -2.5 2.5];
end

% plot the data
set(p_handle(1), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,7+j) d(:,7+j)], ...
    'Color', 'b', 'LineWidth', 2)
set(p_handle(2), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,8+j) d(:,8+j)], ...
    'Color', 'g', 'LineWidth', 2)
set(p_handle(3), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,9+j) d(:,9+j)], ...
    'Color', 'r', 'LineWidth', 2)

case 4 % Euler angles

if CurrentFigureUserData(2), % zoom UserData
    band = 6; % define zoom range (in degrees)
    YLims = [min(d(:,1+j))-band max(d(:,1+j))+band; ...
             min(d(:,2+j))-band max(d(:,2+j))+band; ...
             min(d(:,3+j))-band max(d(:,3+j))+band];
else % default values of zoom (full range of Euler angles)
    YLims = [-180 180; -90 90; -180 180];
end
set(p_handle(1), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,1+j) d(:,1+j)], ...
    'Color', 'b', 'LineWidth', 2)
set(p_handle(2), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,2+j) d(:,2+j)], ...
    'Color', 'g', 'LineWidth', 2)
set(p_handle(3), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,3+j) d(:,3+j)], ...
    'Color', 'r', 'LineWidth', 2)

case 5 % Quaternions

if CurrentFigureUserData(2), % zoom UserData
    band = 0.14; % define zoom range
    YLims = [min(d(1,1+j))-band max(d(1,1+j))+band; ...
             min(d(1,2+j))-band max(d(1,2+j))+band; ...
             min(d(1,3+j))-band max(d(1,3+j))+band; ...
             min(d(1,4+j))-band max(d(1,4+j))+band]; % not so useful for
quaternions...
else % default values of zoom (full range of Euler angles)
    YLims = [-1 1; -1 1; -1 1; -1 1];
end
set(p_handle(1), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,1+j) d(:,1+j)], ...
    'Color', 'k', 'LineWidth', 2)
set(p_handle(2), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,2+j) d(:,2+j)], ...
    'Color', 'b', 'LineWidth', 2)
set(p_handle(3), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,3+j) d(:,3+j)], ...
    'Color', 'g', 'LineWidth', 2)
set(p_handle(4), 'XData', t, 'YData', [last_d(1,4+j) d(:,4+j)], ...
    'Color', 'r', 'LineWidth', 2)

case 6 % Matrix

YLims = [0 4]; % not used
% only display latest data available in DCM orientation matrix mode
set(p_handle(1), 'cdata', [d(end,1+j:3+j); d(end,4+j:6+j)]; ...
```



```
d(end,7+j:9+j)]');

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%gvs
case 7 %acc, d ac, int a

    if CurrentFigureUserData(2), % check if zoomed
        band = [0.8 50 0.1]; % define zoom range
        YLims = [min(d(1,1+j:3+j))-band(1) max(d(1,1+j:3+j))+ ...
            band(1);min(d(1,4+j:6+j)./pi.*180)-band(2) ...
            max(d(1,4+j:6+j)./pi.*180)+band(2);...
            min(d(1,7+j:9+j))-band(3) max(d(1,7+j:9+j))+band(3)];
    else % default values of zoom (full range of MT9)
        YLims = [-22 22; -1200 1200; -1.8 1.8];
    end

    set(p_handle(1),'XData',t,'YData',[last_d(1,1+j)
d(:,1+j)], 'Color','b','LineWidth',2)
    set(p_handle(4),'XData',t,'YData',[last_d(1,2+j)
d(:,2+j)], 'Color','g','LineWidth',2)
    set(p_handle(7),'XData',t,'YData',[last_d(1,3+j)
d(:,3+j)], 'Color','r','LineWidth',2)

    % convert the rate of turn data to deg/s instead of rad/s
    set(p_handle(2),'XData',MatDer(:,1),'YData',[LastMatDer(1,1+j)...
        MatDer(1:length(MatDer)-1,1+j)], 'Color','b','LineWidth',2)
    set(p_handle(5),'XData',MatDer(:,1),'YData',[LastMatDer(1,2+j)...
        MatDer(1:length(MatDer)-1,2+j)], 'Color','g','LineWidth',2)
    set(p_handle(8),'XData',MatDer(:,1),'YData',[LastMatDer(1,3+j)...
        MatDer(1:length(MatDer)-1,3+j)], 'Color','r','LineWidth',2)

    %set(p_handle(3),'XData',t,'YData',[last_d(1,7+j)
d(:,7+j)], 'Color','b','LineWidth',2)
    %set(p_handle(6),'XData',t,'YData',[last_d(1,8+j)
d(:,8+j)], 'Color','g','LineWidth',2)
    %set(p_handle(9),'XData',t,'YData',[last_d(1,9+j)
d(:,9+j)], 'Color','r','LineWidth',2)

end % switch

% flush the graphics to screen
drawnow
% -----
% end of function

%% -----
-
function mt_figure_close(obj, eventdata, h, f_handle)

% local function to properly release MTObj when the user kills the figure
window.

% release MTObj
```

```
MT_StopProcess(h)
delete(h);
clear h;

% kill figure window as requested
delete(f_handle)
% -----
% end of function
```

A4.2 Caldera.m

```
function [Derax, Deray, Deraz]=CalDera(varargin)

%% [Derax, Deray, Deraz]=CalDera(varargin);
%
% Representació de les derivades de les acceleracions i càlcul dels valors
% màxims
% varargin: Input arguments
% 1. Temps de realització del tens en segons (default=5s)

[COMport,DisplayMode,zoom_level_setting,filterSettings_gain,...
 filterSettings_corr,filterSettings_weight]...
=deal(25,'caldata',2,1.0,1,1.0);

% set up MTObj
h=actxserver('MotionTracker.FilterComponent');

if nargin>1,
    error('too many input arguments')
end

% set default values if needed
defaultValues={5};
nonemptyIdx=~cellfun('isempty',varargin);
defaultValues(nonemptyIdx)=varargin(nonemptyIdx);
[TotalSegonsTest]=deal(defaultValues{:});

try

    % call MT_SetCOMPort is required, unless using COM 1
    h.MT_SetCOMPort(COMport);

    % request the Sample Frequency (update rate) of the MTi or MTx
    SF = h.MT_GetMotionTrackerSampleFrequency;

    % call MT_SetFilterSettings is optional
    h.MT_SetFilterSettings(filterSettings_gain,filterSettings_corr,...
        filterSettings_weight);
    % request calibrated inertial and magnetic data
    h.MT_SetCalibratedOutput(1);

    status = 0;
    Channels = 10;

    % request calibrated inertial and magnetic data
```

```
h.MT_SetCalibratedOutput(1);

%%% gvs// Init var
%clear global

global d Totd MatDer;
Fm=100;
Totd=zeros(1,Channels);
Totd1=zeros(1,Channels);
%Punter matriu Totd
Totdi=1;
%Matriu derivades
MatDer=zeros(1,4);
%Punter matriu derivades
Deri=0;
InitTotd=0;

h.MT_SetMotionTrackerSampleFrequency(Fm)
h.MT_SetTimeStampOutput(1)

%%%%% gvs//

h.MT_StartProcess; % start processing data

% init data variable
% Channels=10 en el cas de caldata
d=zeros(1,Channels);

while ishandle(h) , % check if all objects are alive

    % retrieve data from MTObj object
    [d,status,N]=MT_get_data(h, Channels);

    % Now the data is available!
    if d(1) ~=0
        disp('Temps')
        disp(d(1))
    end
    Totd1=[Totd1 ; d ];
    if Totd1(end,1)> TotalSegonsTest
        [m,n] = size(Totd1);
        for i=1:m
            if Totd1(i,1)~=0
                Totd=[Totd;Totd1(i,:)];
            end
        end
        %Càlcul de les derivades
        [m,n] = size(Totd);
        for i=3:m
            dax=(Totd(i,2)-Totd(i-1,2))/(Totd(i,1)-Totd(i-1,1));
            day=(Totd(i,3)-Totd(i-1,3))/(Totd(i,1)-Totd(i-1,1));
            daz=(Totd(i,4)-Totd(i-1,4))/(Totd(i,1)-Totd(i-1,1));

            if Deri==0
                MatDer=[Totd(i-2,1) dax day daz];
                Deri=1;
            else
                MatDer=[MatDer; Totd(i-2,1) dax day daz];
            end
        end
    end
end
```

```
        end
    end
    break
end

end % while

%MatDer
%Totd
%figure('Name','Derivades de les acceleracions','NumberTitle','off')
%plot (MatDer(:,1),MatDer(:,2),'r',MatDer(:,1),MatDer(:,3),'b'
,MatDer(:,1),MatDer(:,4),'c' )
%grid on
%plotDer=legend('der_ax','der_ay', 'der_az',3);
%set(plotDer,'Interpreter','none')

figure('Name','Derivades de les acceleracions (separades)' ,...
'NumberTitle','off');
subplot(3,1,1), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,2), 'b', ...
Totd(:,1),Totd(:,2),'r'), title('ax i derax'), grid on
subplot(3,1,2), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,3), 'b', ...
Totd(:,1),Totd(:,3),'r'), title('ay i deray'), grid on
subplot(3,1,3), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,4), 'b', ...
Totd(:,1),Totd(:,4),'r'), title('az i deraz'), grid on

[Derax,Ix]=max(abs((MatDer(:,2))));
[Deray,Iy]=max(abs((MatDer(:,3))));
[Deraz,Iz]=max(abs((MatDer(:,4))));

ValorMaximDerx=sprintf('Temps:%g, Valor:%g',MatDer(Ix,1),Derax)
ValorMaximDery=sprintf('Temps:%g, Valor:%g',MatDer(Iy,1),Deray)
ValorMaximDerz=sprintf('Temps:%g, Valor:%g',MatDer(Iz,1),Deraz)

h.MT_StopProcess;
delete(h);
clear h;

catch % try catch for debugging
% make sure MTObj is released even on error
h.MT_StopProcess;
delete(h);
clear h;
% display some information for tracing errors
disp('Error was caught by try-catch....MTObj released')
crashInfo = lasterror; % retrieve last error message from MATLAB
disp('Line:')
crashInfo.stack.line
disp('Name:')
crashInfo.stack.name
disp('File:')
crashInfo.stack.file
rethrow(lasterror)
end
```

A4.3 Simdera.m

```
function [Derax, Deray, Deraz]=SimDera(varargin)

%% [Derax, Deray, Deraz]=SimDera(varargin);
%
% Representació de les derivades de les acceleracions i càlcul dels valors
% màxims
% varargin: Input arguments
% 1. Temps de realització del tens en segons (default=5s)

[COMport,DisplayMode,zoom_level_setting,filterSettings_gain,...
    filterSettings_corr,filterSettings_weight]...
    =deal(25,'caldata',2,1.0,1,1.0);

% set up MTObj
h=actxserver('MotionTracker.FilterComponent');

if nargin>2,
    error('too many input arguments')
end

% set default values if needed
defaultValues={5,'Derivades de les acceleracions (separades)'};
nonemptyIdx=~cellfun('isempty',varargin);
defaultValues(nonemptyIdx)=varargin(nonemptyIdx);
[TotalSegonsTest,TitolGraf]=deal(defaultValues{:});

%variables
LimitDerax=300;
LimitDeray=100;
LimitDeraz=100;
%Matriu de MLI (Moviments Laterals Involuntaris):
%format=[SimulationTime, year, month, day, hour, minute, seconds]
%MLITemps=[0 fix(clock)];
%MLIValors=[0 0 0 0];
%Comptador de moviments involuntaris
ComptMovInv=0;
TimeCount=0;

try
    % call MT_SetCOMPort is required, unless using COM 1
    h.MT_SetCOMPort(COMport);

    % request the Sample Frequency (update rate) of the MTi or MTx
    SF = h.MT_GetMotionTrackerSampleFrequency;

    % call MT_SetFilterSettings is optional
    h.MT_SetFilterSettings(filterSettings_gain,filterSettings_corr,...
        filterSettings_weight);
    % request calibrated inertial and magnetic data
    h.MT_SetCalibratedOutput(1);

    status = 0;
    Channels = 10;

    % request calibrated inertial and magnetic data
```

```
h.MT_SetCalibratedOutput(1);

%%% gvs// Init var
%clear global

global d Totd MatDer;
Fm=100;
Totd=zeros(1,Channels);
Totd1=zeros(1,Channels);
%Punter matriu Totd
Totdi=1;
%Matriu derivades
MatDer=zeros(1,4);
%Punter matriu derivades
Deri=0;
InitTotd=0;

h.MT_SetMotionTrackerSampleFrequency(Fm)
h.MT_SetTimeStampOutput(1)

%%%%% gvs//

h.MT_StartProcess; % start processing data

% init data variable
% Channels=10 en el cas de caldata
d=zeros(1,Channels);

while ishandle(h) , % check if all objects are alive

    % retrieve data from MTObj object
    [d,status,N]=MT_get_data(h, Channels);

    % Now the data is available!
    if d(1) ~=0
        d(end,1)
    end
    Totd1=[Totd1 ; d ];
    if Totd1(end,1)> TotalSegonsTest
        [m,n] = size(Totd1);
        for i=1:m
            if Totd1(i,1)~=0
                Totd=[Totd;Totd1(i,:)];
            end
        end
        %Càlcul de les derivades
        [m,n] = size(Totd);
        for i=3:m
            dax=(Totd(i,2)-Totd(i-1,2))/(Totd(i,1)-Totd(i-1,1));
            day=(Totd(i,3)-Totd(i-1,3))/(Totd(i,1)-Totd(i-1,1));
            daz=(Totd(i,4)-Totd(i-1,4))/(Totd(i,1)-Totd(i-1,1));
            if (abs(dax)>= LimitDerax && abs(day)>= LimitDeray ) ...
                || (abs(dax)>= LimitDerax && abs(daz)>= LimitDeraz )
                %&& abs(daz)>LimitDeraz
                disp('-----')
                disp('--Moviment lateral involuntari!--')
                disp(Totd(i-2,:))
                disp(ComptMovInv)
            end
        end
    end
end
```

```
disp('-----')

if ComptMovInv >0
    MLITemps=[MLITemps;Totd(i-2,1),fix( clock)];
    MLIValors=[MLIValors;Totd(i-2,1),dax,day,daz];
else
    MLITemps=[Totd(i-2,1),fix( clock)];
    MLIValors=[Totd(i-2,1),dax,day,daz];
end

ComptMovInv=ComptMovInv+1;
end
if Deri==0
    MatDer=[Totd(i-2,1) dax day daz];
    Deri=1;
else
    MatDer=[MatDer; Totd(i-2,1) dax day daz];
end
end
break
end

end% while

%MatDer
%Totd
%figure('Name','Derivades de les acceleracions','NumberTitle','off')
%plot (MatDer(:,1),MatDer(:,2),'r',MatDer(:,1),MatDer(:,3),'b'
,MatDer(:,1),MatDer(:,4),'c' )
%grid on
%plotDer=legend('der_ax','der_ay', 'der_az',3);
%set(plotDer,'Interpreter','none')

%Finestra temporal a MLI de 1 segons
if ComptMovInv >0
    [M,N] = size(MLITemps);
    for r=2:M
        if r==2
            MLITempsDef=MLITemps(r,:);
            MLIValorsDef=MLIValors(r,:);
            MLIValorsDefPunter=1;
            FinestraMLI=MLITemps(r,1);
        else
            if MLITemps(r,1)>FinestraMLI+1
                %Un altre MLI fora de la finestra, l'enregistrem
                MLITempsDef=[MLITempsDef;MLITemps(r,:)];
                MLIValorsDef=[MLIValorsDef;MLIValors(r,:)];
                FinestraMLI=MLITemps(r,1);
                MLIValorsDefPunter=MLIValorsDefPunter+1;
            else
                %Guardem a les matrius el moment en que s'ha
                %produït el valor més alt en ay (sobretot per una
                %qüestió visual de representació)
                if abs(MLIValors(r,3))>
abs(MLIValorsDef(MLIValorsDefPunter,3))
                    MLIValorsDef(MLIValorsDefPunter,:)=MLIValors(r,:);
                end
            end
        end
    end
end
```

```
end
end
figure('Name',TitolGraf , 'NumberTitle','off');
subplot(3,1,1), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,2), 'b', Totd(:,1),...
    Totd(:,2), 'r',Totd(:,1),LimitDerax, 'c',Totd(:,1),-
LimitDerax, 'c'),...
    title('ax i derax'), grid on
subplot(3,1,2), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,3), 'b', Totd(:,1),...
    Totd(:,3), 'r',Totd(:,1),LimitDeray, 'c',Totd(:,1),-
LimitDeray, 'c'),...
    title('ay i deray'), grid on
if ComptMovInv>1 %si s'han produït MLI
hold on
plot(MLIValorsDef(:,1),MLIValorsDef(:,3), '--ws', 'LineWidth',1,...
    'MarkerEdgeColor','k',...
    'MarkerFaceColor','g',...
    'MarkerSize',10)
end
subplot(3,1,3), plot(MatDer(:,1),MatDer(:,4), 'b', Totd(:,1),...
    Totd(:,4), 'r',Totd(:,1),LimitDeraz, 'c',Totd(:,1),-LimitDeraz, 'c'),
...
    title('az i deraz'), grid on

%figure('Name',TitolGraf , 'NumberTitle','off');
%subplot(3,1,1), plot(Totd(:,1),Totd(:,2), 'r'), title('ax'), grid on
%subplot(3,1,2), plot(Totd(:,1),Totd(:,3), 'r'), title('ay'), grid on
%subplot(3,1,3), plot(Totd(:,1),Totd(:,4), 'r'), title('az'), grid on

%figure('Name',TitolGraf , 'NumberTitle','off');
%subplot(3,1,1), plot(Totd(:,1),Totd(:,5), 'c'), title('girx'), grid on
%subplot(3,1,2), plot(Totd(:,1),Totd(:,6), 'c'), title('giry'), grid on
%subplot(3,1,3), plot(Totd(:,1),Totd(:,7), 'c'), title('girz'), grid on

[Derax,Ix]=max(abs((MatDer(:,2)))));
[Deray,Iy]=max(abs((MatDer(:,3)))));
[Deraz,Iz]=max(abs((MatDer(:,4)))));

ValorMaximDerx=sprintf('Temps:%g, Valor:%g',MatDer(Ix,1),Derax)
ValorMaximDery=sprintf('Temps:%g, Valor:%g',MatDer(Iy,1),Deray)
ValorMaximDerz=sprintf('Temps:%g, Valor:%g',MatDer(Iz,1),Deraz)
if ComptMovInv>1 %si s'han produït MLI
    MLIValors
    MLIValorsDef
end
h.MT_StopProcess;
delete(h);
clear h;

catch % try catch for debugging
    % make sure MTObj is released even on error
    h.MT_StopProcess;
    delete(h);
    clear h;
    % display some information for tracing errors
    disp('Error was caught by try-catch....MTobj released')
    crashInfo = lasterror; % retrieve last error message from MATLAB
    disp('Line:')
    crashInfo.stack.line
```



```
disp('Name:')
crashInfo.stack.name
disp('File:')
crashInfo.stack.file
rethrow(lasterror)
end
```